

# 行政院原子能委員會研究計畫 106 年度委託研究計畫結案報告

計畫名稱：**105至108年放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究**

計畫編號：AEC10409030L

GRB 編號：PG10506-0022

計畫期程：一年期計畫；多年期計畫，共 4 年，本年度為第 2 年

執行期間：106 年 1 月 1 日至 106 年 12 月 31 日

執行機構：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：蕭安成

共同主持人：劉明祥，許世明

計畫參與人員：鄭秀成，陳合興，陳秋萍，黃佩筠，楊程鈞，塗芷軒

中華民國 106 年 12 月 6 日

(本報告內容純係作者個人之觀點，不應引申為本機關之意見)

# 目 錄

	頁碼
目 錄 .....	2
壹、計畫中文摘要 .....	3
貳、計畫英文摘要 .....	5
參、計畫內容 .....	7
一、研究主旨 .....	7
二、背景分析 .....	7
三、實施方法及進行步驟 .....	8
(一) 放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查 與品質提升 .....	8
(二) 新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況 訪查與研究 .....	18
肆、研究過程與結果 .....	28
(一) 放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查 與品質提升 .....	28
(二) 新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況 訪查與研究 .....	42
伍、結論與建議 .....	66
陸、重要參考文獻 .....	69
柒、研究績效 .....	71

(總計 71 頁)

## 壹、計畫中文摘要

**目的：**國內每年接受放射治療的病患約達 140 萬人次以上，高能輻射線猶如兩面刃，除了可以殺死腫瘤細胞，亦會對照射到的正常組織造成傷害，因此放射治療設備的品質確保有其重要性。本研究為持續確認醫療曝露品保法規執行的成效，同時因應確保先進醫療技術在輻射安全與醫療曝露品質的需求，並協助醫療院所提升使用先進技術的服務品質，本計畫區分兩大部分執行，其一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升；其二、新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究。除了持續性對於全國使用中的放射治療設備施行品保作業實地檢查外，因應近年來高分次劑量治療技術的應用越來越廣泛，尤其軀體立體定位放射治療（stereotactic body radiation therapy, SBRT）在肺癌及肝癌的治療已漸成主流。此技術常使用 0.4 到 5 公分照野的射束，此類小照野的劑量驗證有其技術上的困難。劑量量測系統的有效體積與量測值的準確性有密切的關係。本年度研究計畫將針對全國具有執行立體定位放射治療技術的單位（諸如：加馬刀、電腦刀及光子刀等），進行基礎資料的蒐集與劑量系統的分析驗證訪查，並分析訪查結果，參考國際文獻，擬訂國內醫療院所適用之小照野劑量量測標準化作業程序，以協助醫療院所提升小照野照射技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

**材料與方法：**本研究以書面審查及現場檢（訪）查的方式執行品保校驗查核工作，106 年度總計收集 78 家設有放射治療部門之醫院，共 137 台醫用直線加速器、8 台加馬刀、35 台遙控式後荷近接治療機、20 台電腦斷層治療機及 5 台電腦刀之品保校驗資料，同時完成所有設備的品保項目現場檢查。各設備品保作業的方法、劑量校驗儀器及流程等，均請院方提供完整資料作為書面審查及現場檢查之參考。現場檢查項目，在遠隔治療機方面，主要為劑量輸出、射束能量的準確性與射束剖面劑量分布的穩定性；在遙控式後荷近接治療系統則主要包括輻射源強度、輻射源停留位置及時間的準確性。綜合整理分析全國治療設備的品保校驗資料，建立完整的資料庫，作為未來提供精進醫療曝露品質保證之參考。在新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究的部分，106 年度執行項目為「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束

劑量校驗研究」，研究內容包括基礎資料蒐集與劑量系統分析驗證，檢查內容包括：相對照野因子及射束剖面劑量分佈。總計完成執行 40 台光子刀、8 台加馬刀及 5 台電腦刀品保作業檢查。

**結果：**本計畫執行的過程中，藉由書面資料收集並討論修正，同時依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，其受檢項目結果皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。小照野射束劑量校驗的研究方面，則藉由相對照野因子與剖面劑量分佈的量測資料，協助臨床單位確認立體定位治療技術照射劑量的準確性，進而確保治療的品質與輻射應用的安全。

## 貳、計畫英文摘要

**Purpose:** Based on the "Medical radiation exposure quality assurance standards" set out on July 1, 2005, the purpose of this study is to determine the effectiveness of the quality assurance operation and to assist the medical institutions in upgrading the service quality of the advanced technology. The study includes two major parts, first, radiation safety and quality assurance survey. Second, dose verification and quality assurance for the new radiation therapy system and technique. In addition to the on-site visits to the radiation therapy departments for the implementation of quality assurance, in response to a variety of advanced clinical treatment equipment and technology, especially for hypofractionation treatment technique has been used more generally in recent years and stereotactic body radiotherapy (SBRT) is likely to become a method of choice for the treatments of lung and liver. For small volume lesions, SBRT delivers a fraction dose 3-15 times higher than a conventional treatment. With a smaller fraction number, more effective damages to the target can be achieved owing to the much higher fraction dose and the high precise localization. However, dose verification for small field sizes is difficult. Farmer chamber usually used for output calibration in a conventional treatment system is not suitable for small field size calibration due to the large cavity volume. Additionally, for megavoltage photon beams, dose measurement with ion chamber for field sizes less than 3 cm has a further complication of the lack of charged particle equilibrium (CPE). The purpose of this study is to develop a method to measure the dose accurately for field sizes between 0.4-5 cm. Gamma knife, Cyber knife and X-knife are included in this study.

**Materials and Methods:** A total of 78 radiation therapy departments, 137 linear accelerators, 8 Gamma knives, 35 brachytherapy machines, 20 Tomotherapy and 5 cyberknives were surveyed for QA items in written review and site visit in 2017. The items of on-site visit for external beam treatment system mainly includes the output dose and beam energy accuracy, and beam profile dose distribution stability; for the brachytherapy system mainly includes the source activity, source position and duration accuracy. In the section on small field dosimetry, relative output factor and dose

profile were measured on 40 x-knife, 8 Gamma knife and 5 Cyberknife systems.

**Results:** All the quality assurance programs implemented by this project, after data survey and parameter corrections, the results of on-site check for the QA items executed in this study are all fit the criteria of the "radiation exposure of medical quality assurance standards".

**Keywords :** Radiotherapy, Quality assurance for radiation therapy, medical linear accelerator

## 參、計畫內容

### 一、研究主旨：

持續確認醫療曝露品保法規執行的成效，同時因應確保先進醫療技術在輻射安全與醫療曝露品質的需求，並協助醫療院所提升使用先進技術的服務品質。

### 二、背景分析：

國內每年接受放射治療的病患約達 140 萬人次，輻射除了可以殺死癌細胞，同時也會對正常組織造成傷害，因此劑量的準確性對於治療的結果具有重要的影響。在整個癌症治療策略中，放射治療一直扮演著相當重要的角色，需要特別注意的是放射治療領域中輻射線的應用猶如兩面刃，除了可以殺死癌細胞治療腫瘤，同時也會對正常細胞組織造成傷害。劑量的準確性對於治療的結果具有重要的影響，國際間普遍接受國際輻射單位與量測委員會

(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) 提出之建議，「在放射治療的過程中，劑量給予的整體不確定性應控制在 5% 以內」，如果沒有正確且適當使用，將會造成負面的醫療曝露傷害。

我國自民國 94 年 7 月 1 日起開始實施「輻射醫療曝露品質保證標準」，針對放射治療相關的設備，包括：醫用直線加速器、鈷六十遠隔治療機、遙控式後荷近接治療機、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀等 6 項設備，訂定輻射醫療曝露品質保證作業程序與規範。本計畫為協助確認品保作業執行情況並協助醫療院所提升使用先進技術的服務品質，區分兩大部分執行，其一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升；其二、新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究。除了對於全國使用中的放射治療設備施行品保作業實地檢查外，因應各種先進的臨床治療儀器及技術的使用，研擬 4 個研究子題於 105 至 108 年逐年執行，分別對於影像導引系統、小照野照射技術、IMRT 及 VMAT 等技術進行系統使用現況訪查與劑量分析，並擬訂各項技術的品保作業導則。據此，達到精進品保法規及

協助醫療院提升使用先進技術服務品質的目的。本計畫區分兩大部分執行，其一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升；其二、新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究。

今（106）年度計畫仍持續對於全國使用中的放射治療設備施行品保作業實地檢查，在新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究的部分，依規劃將執行『立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究』。

近年來高分次劑量治療技術的應用越來越廣泛，尤其顱外的立體定位軀體放射治療（stereotactic body radiotherapy, SBRT）在肺癌及肝癌的治療已漸成主流。以立體定位放射手術/治療或立體定位軀體放射治療（stereotactic radiosurgery, SRS; stereotactic radiotherapy, SRT; SBRT）的治療應用而言，主要針對體積較小的腫瘤以高於傳統 3-15 倍的分次劑量，以較少的治療次數，藉由精準的定位，給予腫瘤更有效的破壞，提高治療的效果。此技術常使用 0.4 到 5 公分照野的輻射射束，此類小照野的劑量驗證與量測有其技術上的困難。劑量量測系統的有效體積與量測值的準確性有密切的關係。一般放射治療常用於劑量驗證的 Farmer 游離腔因體積過大並不適用於此類小照野；此外，當百萬伏特高能量光子射束的照野小於 3 公分時，使用游離腔做劑量驗證又牽涉劑量學上電子平衡的問題。然而，此技術所使用的分次劑量極高，小照野輸出劑量的準確性將嚴重影響治療的效果與併發症的發生。本年度研究計畫將協助臨床單位檢視 SRS/SRT/SBRT 技術所使用的小照野劑量分佈特性，同時藉由現場實際量測確認此劑量分佈的準確性。此外，將並分析訪查結果、參考國際文獻，擬訂國內醫療院所適用之小照野劑量量測標準化作業程序，以協助醫療院所提升小照野照射技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

### 三、實施方法及進行步驟

#### （一）放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升



今（106）年度仍延續進行國內所有使用中的放射治療設備；包括醫用直線加速器（Linac）、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備（Brachytherapy, Brachy）、電腦斷層治療機（Tomotherapy, Tomo）、電腦刀（Cyberknife, CK）及加馬刀（Gamma knife, GK）執行輻射安全及醫療曝露品質保證作業檢查。檢查頻率為每年 1 次，檢查數據每 2 週彙整後送原能會。主要執行項目及步驟如下：

## 1. 訪查人員訓練

### 106年AEC放射治療設備品保作業研究計畫

#### 行前訓練訓練課程

上課地點：中國附醫重粒子中心籌備處技術主任辦公室

上課時間：106/2/6~9, 2/18, 2/25

主講人：蕭安成物理師

參考書目：1. The Physics of Radiation Therapy. Faiz M. Khan

#### 2. AAPM TG reports

日期	課程
106/2/6 13:00~16:00	TG-21 lecture
106/2/7 13:00~16:00	TG-51 & TG-148 lecture
106/2/8 10:00~16:00	Brachytherapy + Cyberknife + Gamma knife QA lecture
106/2/9 13:00~16:00	SRS/SRT/SBRT small field dosimetry lecture
106/2/18 9:00~12:00	Linac AEC on site inspection
106/2/25 10:00~15:00	SRS/SRT/SBRT small field dosimetry AEC on site inspection

授課狀況：



## 2. 資料蒐集

(1)彙整國內所有使用中的醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀的機型及射源或 x 射線形式的詳細資料。其內容包括: 工作單位名稱，工作單位編號，地址，電話，設備類別，設備 / 物質執照號碼，有效日期，廠牌，型號，序號，持有目的，裝設日期，光子射束能量，電子射束能量，多葉式準直儀（multileaf collimator, MLC）型號，MLC 最大及最小寬度(cm，於等中心處)，IGRT 系統型號，劑量校驗方法，劑量校驗假體，光子及電子射束劑量校驗條件，射束平坦性與對稱性校驗設備，電腦治療計畫系統型號，射束資料（Beam data）來源（自行量測或使用原廠提供資料），設備品保作業人數，工作單位醫學物理師人數，醫學物理學會甄審及格醫學物理師人數，平均每日服務病人量，平均執行每月品保作業所需時間等。

- (2) 彙整國內所有放射治療醫療業務單位執行品保作業的完整資料，包括游離腔及電量計校驗報告、劑量校驗使用方法及其詳細參數。依醫療業務單位所使用之方法，蒐集AAPM TG-21，TG-51，TG-148；IAEA TRS-398 載有詳細參數資料之工作表格。
- (3) 彙整國內所有放射治療醫療業務單位執行「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容，其資料應包括：
- i) 各醫療院所的輻射醫療曝露品質保證計畫
  - ii) 品保作業操作程序書
  - iii) 品保作業校驗項目實施頻次及容許誤差值
  - iv) 輻射醫療曝露品質保證組織專業人員表
- (4) 彙整資料做為更新原能會放射治療管控資料庫。

### 3. 書面審查

依據蒐集的資料召開研究會議，討論各放射治療業務單位執行品保作業的正確性與適當性。若發現有明顯失當之處，將立即與該單位聯繫，確認問題所在，並立即尋求解決的方法，處理過程即刻彙整送原能會。

### 4. 現場查核

查核內容包括：「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容、輻射醫療曝露品質保證組織及品保專業人員資格；「輻射醫療曝露品質保證標準」作業紀錄等，核對送審與實際作業紀錄之一致性。

### 5. 品保作業實測檢查

- (1) 醫用直線加速器檢查項目應至少包含「光子及電子輸出劑量」、「光子及電子束中心軸於治療深度之劑量參數」、「光子及電子平坦性」、「光子及電子對稱性(具備電子射束者，至少需執行2種臨床最常使用的能量)」等4項目。
- (2) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備檢查項目應至少包含「輻射源速率」、「輻射

源強度」、「輻射源停留位置及時間」等 3 項目。

(3) 電腦斷層治療機檢查項目應至少包含「光子輸出劑量」、「光子射束中心軸於治療深度之劑量參數」、「確認射束長軸及橫軸剖面劑量之穩定性」、「治療床垂直升降」、「前進後退及水平測試」等 5 項目。

(4) 電腦刀檢查項目應至少包含「光子輸出劑量」、「光子射束中心軸於治療深度之劑量參數」、「光子對稱與平坦性」、「治療床移動準確性及影像導引系統準確性」等 4 項目。

(5) 加馬刀檢查項目應至少包含「輸出劑量」、「輻射與機械中心點吻合測試」、「計時器準確性」等 3 項目。

## 6. 品保作業實測檢查操作程序

### (1) 醫用直線加速器

#### I. 光子及電子射束輸出劑量

- 1). 醫用直線加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向 ( $0^\circ$  或  $180^\circ$ )。開至參考照野(例如：光子射束照野  $10 \times 10$  cm，電子射束錐筒照野  $15 \times 15$  cm)。
- 2). 將劑量量測設備（例如 Farmer type 游離腔，固態假體及精密電量計等）擺設妥當並置於固定位置(例如：光子射束，射源至中心軸距離( source to axis distance, SAD) 為 100 cm，電子射束，射源至表面距離 ( source to surface distances, SSD) 為 100 cm，游離腔密合插入固態假體中，光子射束量測位置為等水深度 5 cm，電子射束量測位置為射束中心軸最大劑量深度)。
- 3). 量測所有能量的光子及電子射束，逐一照射固定的監測單位 (monitor unit) 值。記錄量測值並作溫壓修正。
- 4). 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- 5). 劑量值與基準值作比較，並記錄其差異值。

#### II. 光子及電子射束中心軸於治療深度之劑量參數

### 光子射束：

- 1). 使用組織假體比 (tissue-phantom ratio, TPR) 的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值 (例如：照野 10×10 cm, 深度 5 cm 及 15 cm)。  
與基準值比較，記錄其差異值。

### 電子射束：

- 1). 使用百分深度劑量 (percent depth dose, PDD) 的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野臨床治療深度的 PDD 值 (例如：照野 15×15 cm, 80% 劑量深度)，  
與基準值比較，記錄其差異值。

### III. 光子及電子射束之平坦性及對稱性(具備電子射束者，至少需執行 2 種臨床上最常使用的能量)

- 1). 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向 (0°或 180°)。加速器準直儀置於 0°或 180°。
- 2). 開至射束平坦性及對稱性校正之參考照野 (例如：光子射束照野 20×20 cm<sup>2</sup>，電子射束錐筒照野 20×20 cm<sup>2</sup>)。
- 3). 將劑量量測設備 (例如：水假體系統，膠片劑量量測系統，Beam Profiler 或 MapCHECK 等) 擺設妥當並置於固定位置 (例如：SSD 100 cm，光子射束量測深度 10 cm，電子射束量測中心軸最大劑量深度位置)。
- 4). 量測所有能量的射束，逐一量測沿中心軸之橫切面方向 (transverse) 及縱切面方向 (longitudinal) 的射束劑量分布圖 (beam profile)。參考平坦性及對稱性計算公式，記錄 80%照野範圍內之射束平坦性及對稱性數據。

$$\text{平坦性公式：Flatness} = \left[ \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \right] \times 100\%$$

$$\text{對稱性公式：Symmetry} = \left[ \frac{(D_1 - D_2)}{D_1 \text{ or } D_2} \right] \times 100\%$$

### (2) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備

#### I. 輻射源速率

- 1). 將裝療管 (Applicator) 連接到近接治療設備
- 2). 操作機器使射源前進至最大距離位置，藉由監視系統觀察近接治療設備射源搖桿的轉動狀態，以計時器記錄所需時間並與基準值作比較，記錄其差異值。

## II. 輻射源強度

- 1). 以校正過的游離腔 (Well chamber) 實測射源活度，查驗與射源輸入文件上所載經衰變修正後之射源強度，記錄其差異值。
- 2). 每個月列印出當時射源強度值，與射源置入時活度經衰減的計算值相比對，觀察其是否符合標準。

## III. 輻射源停留位置

- 1). 將裝療管連接到近接治療設備
- 2). 將裝療管平貼於膠片上
- 3). 於軟片上將裝療管頂部位置處做記號
- 4). 分別使用 step size 2.5 mm, 5.0 mm 於 position 1, 10, 20 停留曝光
- 5). 量測膠片上黑化區中心處距離及位置，記錄其差異值。

## IV. 輻射源停留時間

- 1). 將裝療管連接到近接治療設備
- 2). 操作機器, 使射源停留固定時間 (例如: 60 sec)
- 3). 藉由監視系統觀察近接治療設備射源搖桿的轉動狀態，量測實際射源停留的時間。
- 4). 比較實際量測與電腦設定值，記錄其差異值。

## (3) 電腦斷層治療機

### I. 輸出劑量

- 1). 治療儀照射角度設定於鉛垂向下方向 (0°)，開至參考照野 (5×40 cm)。
- 2). 將劑量量測設備 (游離腔，固態假體及精密電量計等) 擺設妥當並置於固定位置

(SAD 或 SSD 為 85 cm, 游離腔密合插入固態假體中, 量測位置為等水深度 1.5 cm)。

- 3). 量測光子射束, 照射固定時間, 如 1 min。記錄量測值並作溫壓修正。
- 4). 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 號議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- 5). 劑量值與基準值作比較, 並記錄其差異值。

## II. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

- 1). 使用組織假體比 (TPR) 或百分深度比 (PDD) 的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值(例如: 照野大小 5×40 cm, 深度 1.5 cm 及 10 cm)。與基準值比較, 記錄其差異值。

## III. 確認射束長軸及橫軸剖面劑量之穩定性

- 1). 架設水假體來量測縱軸及橫軸剖面劑量, 並與接收測試時的基準值比較, 記錄其差異值。
- 2). 量測照野大小 5×40、2.5×40、1.0×40 cm 之縱軸及橫軸剖面劑量圖, 與基準值比較, 記錄其差異值, 在平坦區需小於 2%, 在梯度區需小於 2 mm。

## IV. 治療床垂直升降、前進後及水平測試

- 1). 治療床上放置尺, 並將床高移至定位雷射之橫面 (SAD 85 cm)。
- 2). 操作治療床垂直升降, 將治療床上下各移 10 cm, 移動時觀察位置位移變化情形, 變化需小於 2%。
- 3). 治療床上放置尺, 並將床高移至定位雷射之橫面 (SAD 85 cm)。
- 4). 操作治療床前進後退移動, 各移 10 cm, 移動時觀察位置位移變化情形, 變化需小於 2%。
- 5). 將水平儀放置在治療床的四個角落, 量測治療床橫向及縱向之水平。
- 6). 量測時將治療床遠離治療儀, 觀察各位置水平變化情形, 並記錄之。

### (4) 電腦刀

## I. 輸出劑量

- 1). 在 SAD 為 800 mm 下架設假體，裝上初始校正時的準直錐筒 (如 6 cm 錐筒)。
- 2). 將游離腔裝置於初始校正時深度 (如 1.5 cm)
- 3). 依 AAPM TG-21 或其他報告書作業，進行劑量量測，並計算劑量值。

## II. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

- 1). 在 SAD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒 (Cone)。
- 2). 分別將游離腔裝置於最大劑量深度及 10 cm 深處，施予照射及計讀。
- 3). 將(2.)計讀的 PDD(10 cm)值與初始驗收時的 PDD(10 cm)值相比對，確保其值正常。

## III. 光子對稱與平坦性

- 1). 在 SSD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒 (Cone)。
- 2). 將游離腔裝置於最大劑量深度。
- 3). 移動治療床，分別計讀中心點及其前、後、左、右 2 cm 處等共 5 個點的劑量值。
- 4). 以中心點值為分母，前、後、左、右 2 cm 處值為分子，求出 OCR (off-center ratio) 值。
- 5). 將此 OCR 值與初始驗收時的 OCR 值相比對，確保其值正常。
- 6). 上述作業也可用膠片(Film)或 Beam Profiler 代替。

## V. 治療床移動準確性及影像導引系統 (Target Locating System, TLS) 準確性

- 1). 在 SSD 為 800 mm 下將方格紙置於治療床上，分別移動治療床上、下、前、後、左、右各 10 cm，檢視其顯示是否正確。
- 2). 先取得假體的一組電腦斷層影像，透過電腦治療計劃系統 (Treatment Planning System, TPS) 完成此假體兩組分別為 45 度及 315 度方向的數位重組影像。
- 3). 將假體置於電腦刀的治療床上，以 kV - X 光機先取得一組數位影像 (digital radiography, DR)，再與電腦治療計劃(T P S)的 DRR (Digitally reconstructed



radiograph) 實際比對其頭顱的相對位置。

- 4). 透過具有比對功能的軟體，治療床會自動移動至包括 5 度以內上下旋轉角的正確的治療位置，但是治療床左右旋轉角 (順／逆時鐘) 則需要手動調整。
- 5). 待治療床調整完畢後，TLS 系統再依據移動數據和實際的量測值計算出靶區平移軸 (translation)、旋轉軸 (rotation) 的誤差。

## (5) 加馬刀

### I. 輸出劑量

- 1). 使用 18 mm 之準值儀。
- 2). 使用已校正之小型游離腔，置於半徑 8 cm 之假體中，病架於治療機上量測中心點之讀值。
- 3). 記錄溫度與大氣壓力。
- 4). 電量計歸零。
- 5). 當電量計穩定時，所有人員離開治療室並關上治療室門。
- 6). 游離腔與電量計連接，量測前暖機數分鐘。
- 7). 輻射照射游離腔 1 分鐘 5 次，並分別記錄五次的讀值。
- 8). 取五次讀值的平均值，計算經溫壓與校正因子修正後之劑量輸出 (cGy/min)，與預期值比較並計算其百分誤差。
- 9). 劑量輸出的百分誤差需在 2% 內，若超出誤差容許值需立即調整劑量輸出誤差至 2% 內。

### II. 輻射與機械中心點吻合測試

- 1). 將聚合膠片剪成適當之大小後置於 8 cm 直徑假體中，並在球之中心點處以尖物於膠片上刺一小洞。
- 2). 將假體球架在治療機上對球中心點給予足夠之劑量使膠片黑化。

- 3). 使用底片掃描儀將膠片掃描後藉由膠片劑量分析軟體畫出兩個中心軸之劑量剖面分布。
- 4). 分析針洞與劑量剖面中心之位置差異是否小於容許值。

### III. 計時器準確性

- 1). 以經校正過的計時器比對加馬刀內部的，準確性誤差需在 0.01 min 內。

7. 分析上述檢查結果、參考國際趨勢，更新放射治療管控資料庫，提供原能會未來修訂法規之參考。

## (二) 新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究

今（106）年度研究計畫將針對全國具有執行 SRS/SRT/SBRT 技術的單位（加馬刀、電腦刀及光子刀），進行基礎資料的蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。研究的內容包括：(1) 相對照野因子，(2) 射束剖面劑量分佈，並分析訪查結果、參考國際文獻，擬訂國內醫療院所適用之小照野劑量量測標準化作業程序，以協助醫療院所提升小照野照射技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。執行項目及步驟敘述如下：

### 1. 資料蒐集

調查及彙整國內所有使用中具有執行 SRS/SRT/SBRT 技術之單位的系統基礎資料，包括：機型、準直儀系統（MLC 或錐筒）、治療計畫系統、相對照野因子及射束剖面劑量分佈資料、小照野劑量量測設備等。彙整之資料做為原能會放射治療品質管控資料庫。

### 2. 現場訪查

#### (1) 輸出劑量與相對照野因子

##### I. 設定照野範圍

- (i) 加馬刀：Gamma Knife Model C：4 mm, 8 mm, 14 mm 及 18 mm；Leksell Gamma Knife Perfexion：4, 8 及 16 mm。
- (ii) 電腦刀：5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 及 60 mm。

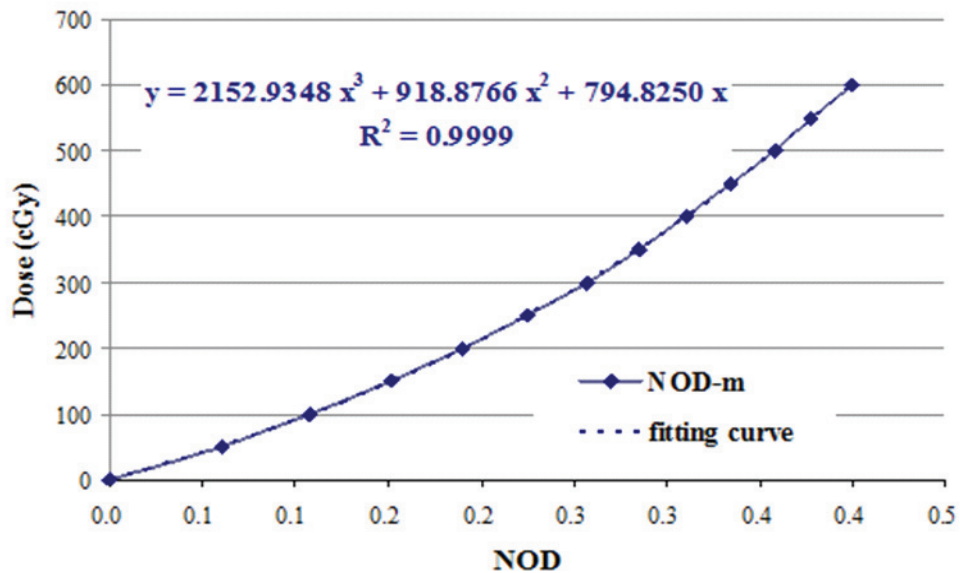
(iii) 光子刀 : 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 及 50 mm。

## II. 照射方法

### (i) 使用 EBT3 膠片 (ISP, Wayne, NJ, USA)。

EBT3 膠片專為放射治療劑量量測所使用，不需洗片，能量依持性低，可在一般室內照明下操作。照射後放置約 24 小時，再利用平版式掃描器 [Epson Expression 10000XL flat bed scanner (Epson Seiko Corporation, Epson Seiko Corporation, Nagano, Japan)] 以 75 或 150 dpi 的解析度 (0.34 or 0.17 mm per pixel)，48 bit 掃描膠片為全彩影像。膠片劑量分析軟體以商業軟體 FILM QA Pro™ (International specialty products, advanced materials group, Wayne, NJ) 或開放軟體 ImageJ (National Institute of Health, Bethesda, MD, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) 處理，分析時取全彩影像的 16 位元紅光頻譜影像，建立劑量與黑化度 (optical density, OD) 關係之校正曲線 (圖一) 後即可分析量測膠片的劑量值。

EBT 3 膠片的使用區分校正膠片 (calibration film) 及量測膠片 (measurement film)。為使校正膠片所建立的校正曲線可有效運用於量測膠片的劑量轉換，兩者皆使用相同批號 (lot No.) 的產品。



圖一、EBT3 膠片  $_{net}OD$  (NOD) 與劑量 (cGy) 關係的校正曲線

(ii) 校正膠片 (calibration film)

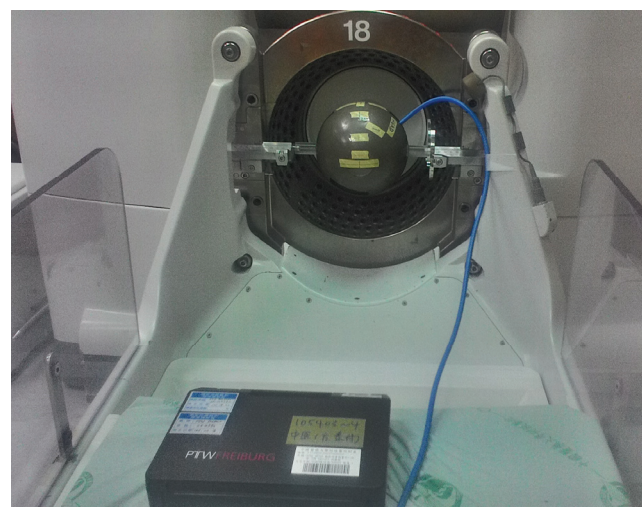
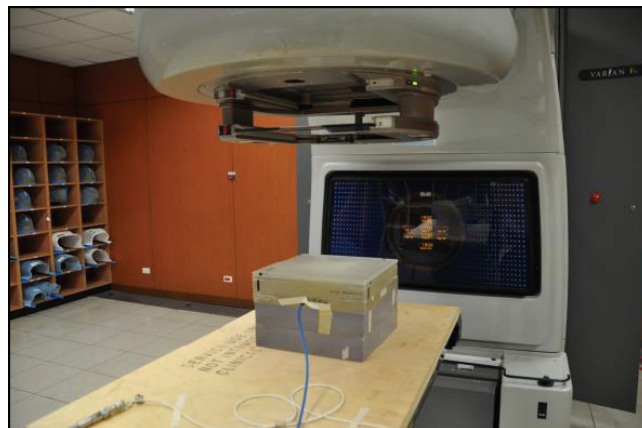
- 1) 原膠片尺寸  $25 \times 20 \text{ cm}^2$ ，裁切成  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 。
- 2) 劑量照射膠片位置依照臨床單位劑量校驗的參考條件。光子刀通常參考照野 ( $FS_{ref}$ ) 為  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ，參考等效水深度 ( $d_{ref}$ ) 為 5 cm，SAD 100 cm；電腦刀參考條件通常為最大錐筒 (60 mm) 照野下， $d_{ref}$  1.5 cm，SAD 80 cm；加馬刀則為最大尺寸準直儀，依照電腦治療計畫系統 (computer treatment planning system, TPS) 劑量率設定。
- 3) 照射校正膠片前必須先以校正完成的 Farmer 游離腔校驗當時膠片所在位置治療設備的輸出劑量值 [ $output (FS_{ref}, d_{ref}) = Dose (FS_{ref}, d_{ref}) / MU$ ] (圖二)。
- 4) 記錄當時該設備的 output 值，同時也記錄各 EBT 3 film 照射的 MU 值或時間，以確認校正膠片所接受的劑量值 ( $dose = output \times MU$  or  $doserate \times time$ )。
- 5) 將膠片放置於劑量校驗的參考位置，醫用加速器使用 6 MV 射束垂直照射膠片 (圖三)。個別膠片分別照射劑量 0, 20, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 and 600 cGy (圖四)。電腦刀個別膠片分別照射劑量 0, 20, 50, 100,

150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 and 600 cGy。加馬刀則將校正膠片固定於放置 detector 的黑色碳纖維板，之後放入圓球形假體中。使用最大尺寸之準直儀與圓球形假體固定於治療床之機架上（圖五），依照電腦治療計畫系統（computer treatment planning system, TPS）劑量率設定，分別照射校正膠片不同時間，可得到個別膠片之預設劑量。膠片分別照射劑量 0, 20, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 and 600 cGy（圖六）。

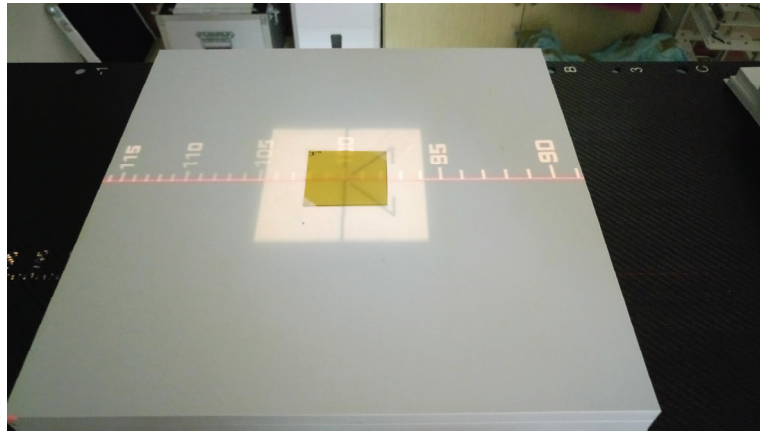
- 6) 膠片在完成紅光頻譜影像擷取後，依下列方程式依序計算得到  $_{\text{net}}\text{OD}$  值，校正曲線為  $_{\text{net}}\text{OD}$  與劑量的關係圖（圖一）。

$\text{OD} = \log_{10}(65535/\text{PV}_{\text{red}})$ , OD: optical density,  $\text{PV}_{\text{red}}$ : pixel value (紅光頻譜)

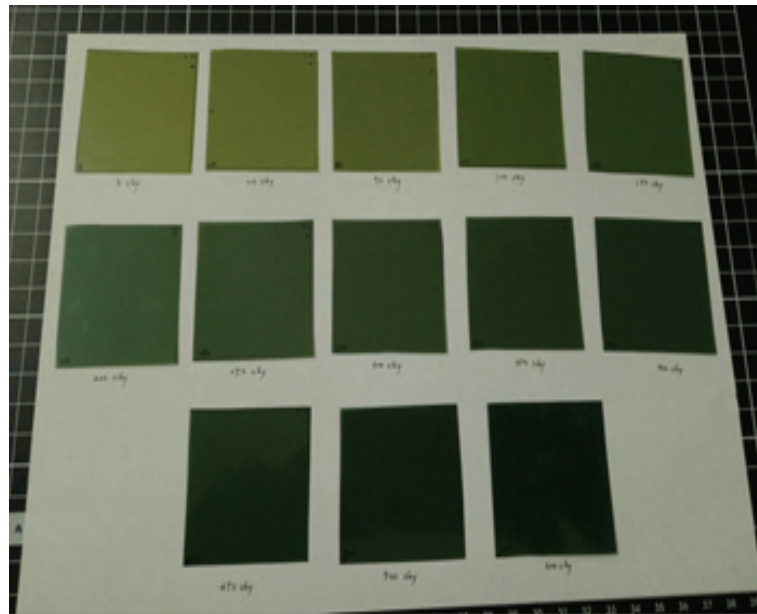
$_{\text{net}}\text{OD} = \text{OD} - \text{OD}_{\text{background}}$



圖二、校正膠片照射前必須先以校正完成的 Farmer 游離腔校驗當時膠片所在位置加速器的 output 值。醫用直線加速器（上）及加馬刀（下）之劑量校驗。



圖三、光子刀照射校正膠片

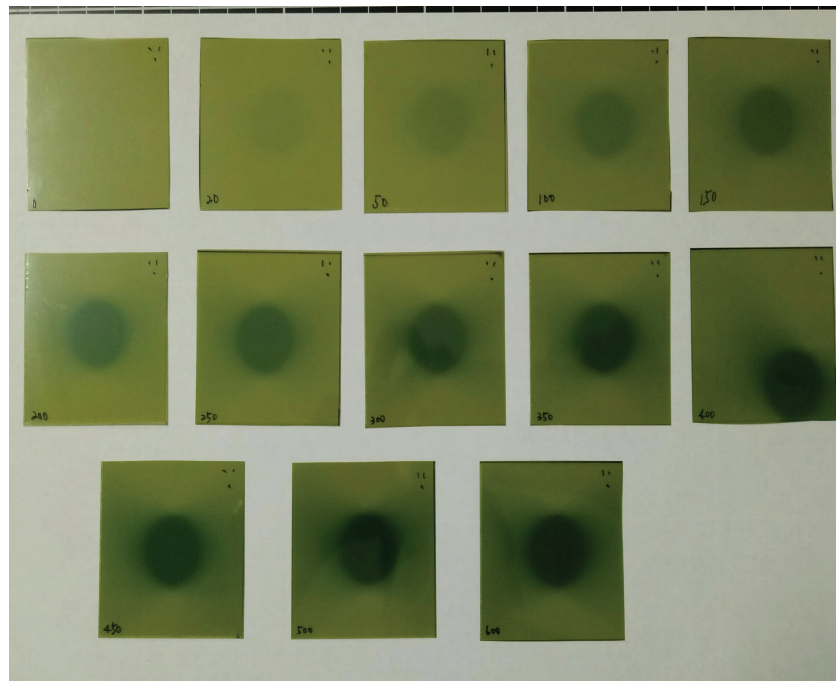


圖四、校正膠片分別照射劑量 0 , 20, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 and 600 cGy 。





圖五、加馬刀校正膠片固定於放置於黑色碳纖維板（左），之後放入圓球形假體中（右）。



圖六、加馬刀校正膠片，分別照射劑量 0, 20, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 and 600 cGy。

### (iii) 量測膠片 (measurement film)

#### A. 相對照野因子 (relative output factor, ROF)

- 1) 於光子刀、加馬刀和電腦刀 TPS 依計畫分別設定照野 (field size, FS), FS 設定的方式與臨床執行立體定位放射治療相同 (MLC 或 jaw)。

2) 於 TPS 設定水中射束中軸，劑量校驗參考深度，各治療設備在本計畫中的最大照野位置；光子刀：50 mm；加馬刀：Model C = 18 mm，Perfexion = 16 mm；電腦刀：60 mm，其點劑量為 400 cGy。同時記錄此設定照射條件 TPS 所計算的 MU 值。 $\text{Output}_{\text{TPS}}(\text{FS}, d_{\text{ref}}) = 400 \text{ cGy} / \text{MU}$ 。

3) 以此相同的 MU 值，依本計畫之設定，逐次改變照野大小，紀錄 TPS 所計算之劑量值 ( $\text{dose}(\text{FS})_{\text{TPS}}$ )。其不同照野之 output 值依下式計算得到，

$$\text{Output}_{\text{TPS}}(\text{FS}, d_{\text{ref}}) = \text{dose}(\text{FS})_{\text{TPS}} / \text{MU}$$

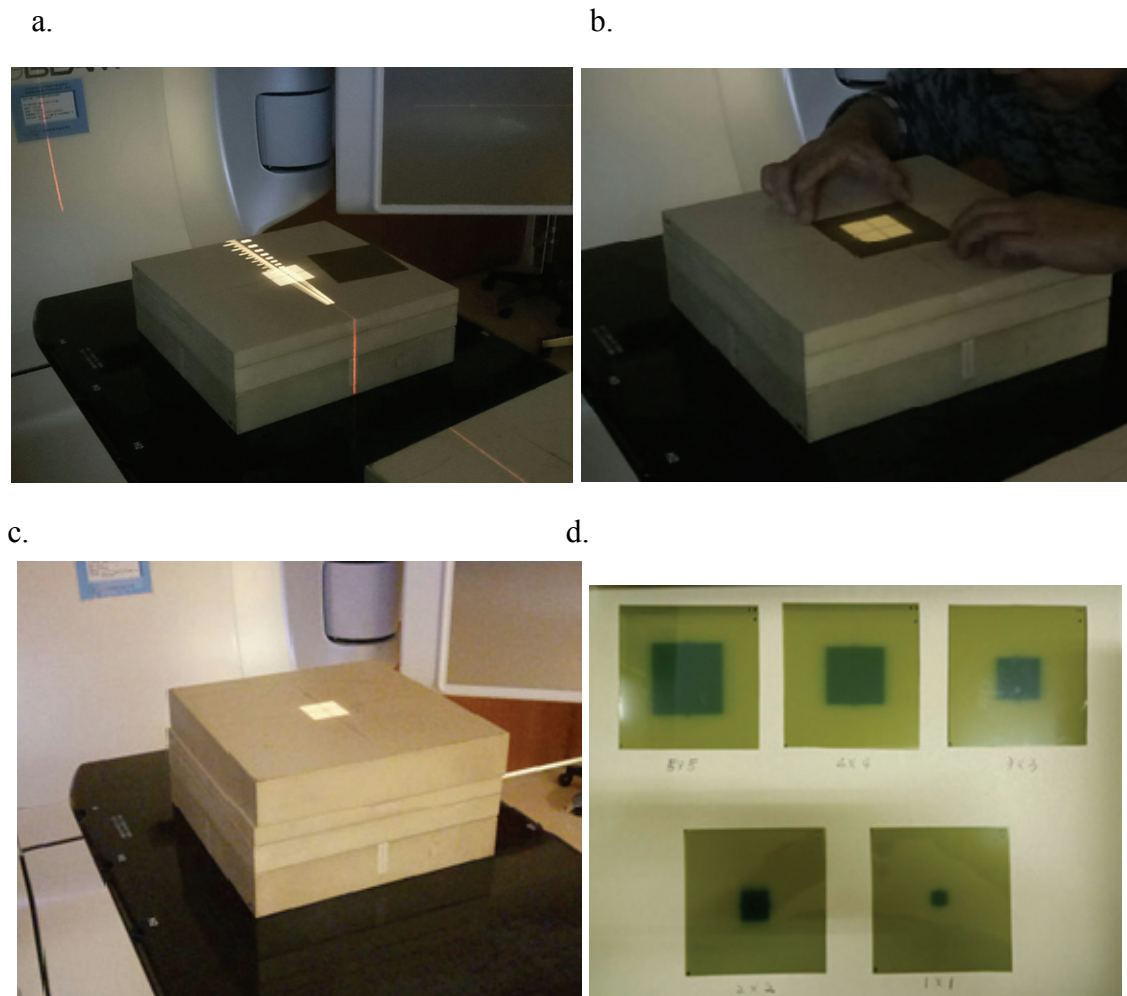
4) 當 TPS 設定之劑量校驗參考條件； $\text{FS}_{\text{ref}}, d_{\text{ref}}$ ，其  $\text{Output}(\text{FS}_{\text{ref}}, d_{\text{ref}}) = 1.0$  (cGy/MU) 時，本研究設定的小照野劑量位置的 ROF 值依下式計算得到，

$$\text{ROF}_{\text{TPS}}(\text{FS}, d_{\text{ref}}) = \text{Output}_{\text{TPS}}(\text{FS}, d_{\text{ref}}) / 1.0 = \text{Output}_{\text{TPS}}(\text{FS}, d_{\text{ref}})$$

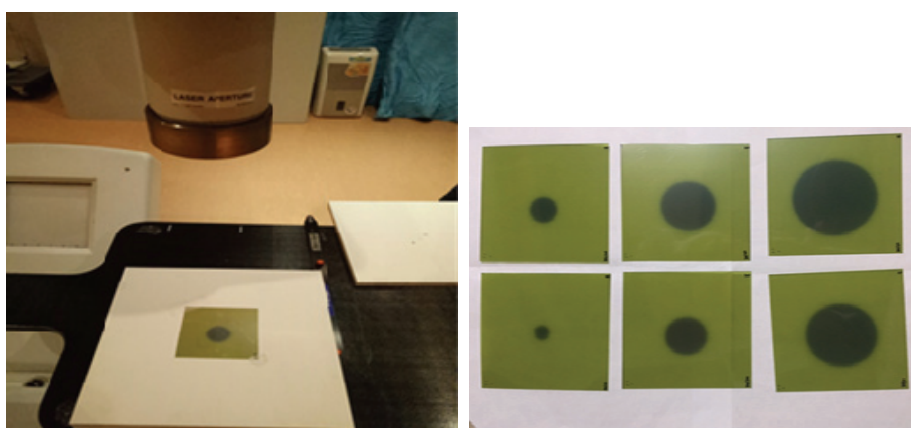
4) 傳輸包含不同小照野的治療計畫至治療設備，擺設固態假體使其與治療計畫之照射條件相同。放置膠片於劑量計算之參考位置，依治療計畫給予照射，而後依計畫改變照野大小同時更換膠片照射（圖七~九）。

5) 比較 TPS 計算與膠片量測 ROF 的差異，確認 TPS 計算之小照野 ROF 值的正確性。

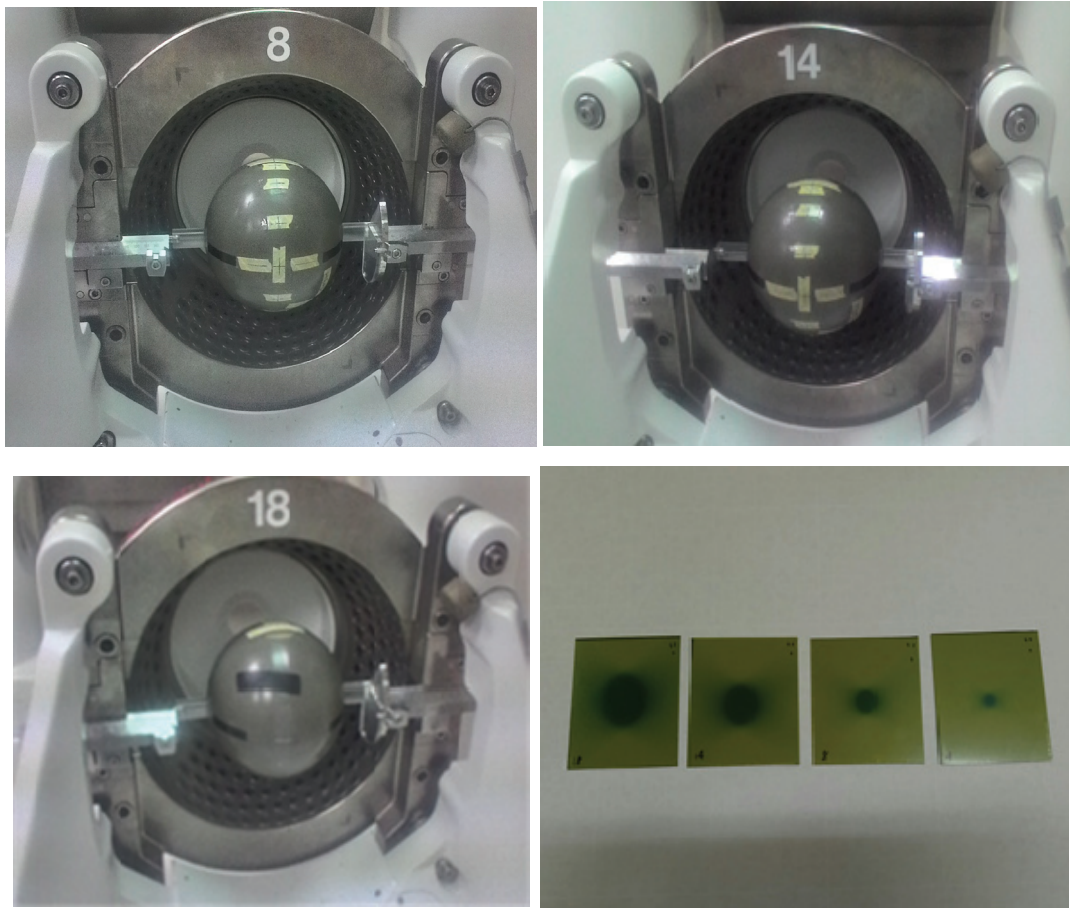




圖七、(a~d) 光子刀設定在輸出劑量校驗參考深度，本計畫之最大照野下 ( $5 \times 5 \text{ cm}^2$ )，膠片所在位置中軸點劑量為  $400 \text{ cGy}$ ，依序使用不同照野照射相同的 MU 值 (d)。



圖八、電腦刀照射時，膠片放置於臨床單位輸出劑量校驗之深度 ( $1.5 \text{ cm}$ )，距離為臨床治療用之 SAD，假體堆疊與輸出劑量校驗時相同。設定射束垂直朝下 (左)，EBT3 膠片上做好記號，設定最大錐筒照野下，膠片所在位置中軸點劑量為  $400 \text{ cGy}$ ，記錄此設定照射所需之 MU 值，依序更換不同錐筒與膠片以相同 MU 進行照射 (右)。



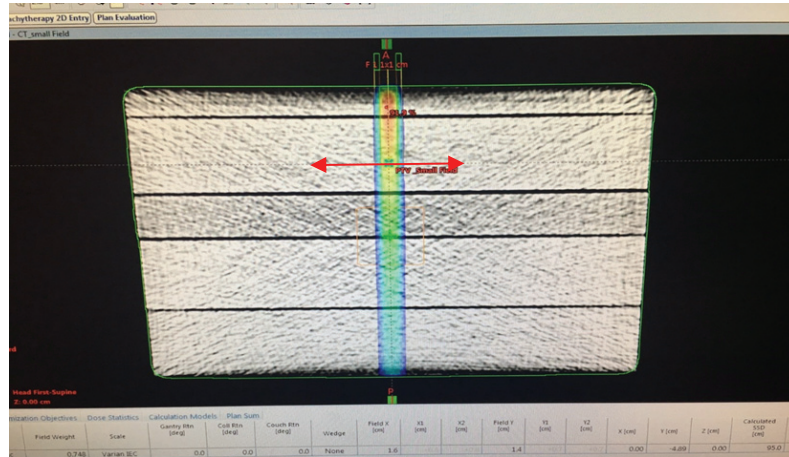
圖九、加馬刀照射時，量測膠片放置於圓球形假體幾何中心平面位置。依設定之照野範圍選擇準直儀孔徑。所有方向射束全開，於 TPS 中設定最大準直儀孔徑之射束等中心點劑量為 400 cGy，記錄此設定照射所需之時間 (t)。使用不同準直儀孔徑照射相同時間 t，紀錄 TPS 所呈現的不同準直儀孔徑等中心點劑量值，依序更換膠片予以照射。

### B. 射束剖面劑量分佈 (dose profile)

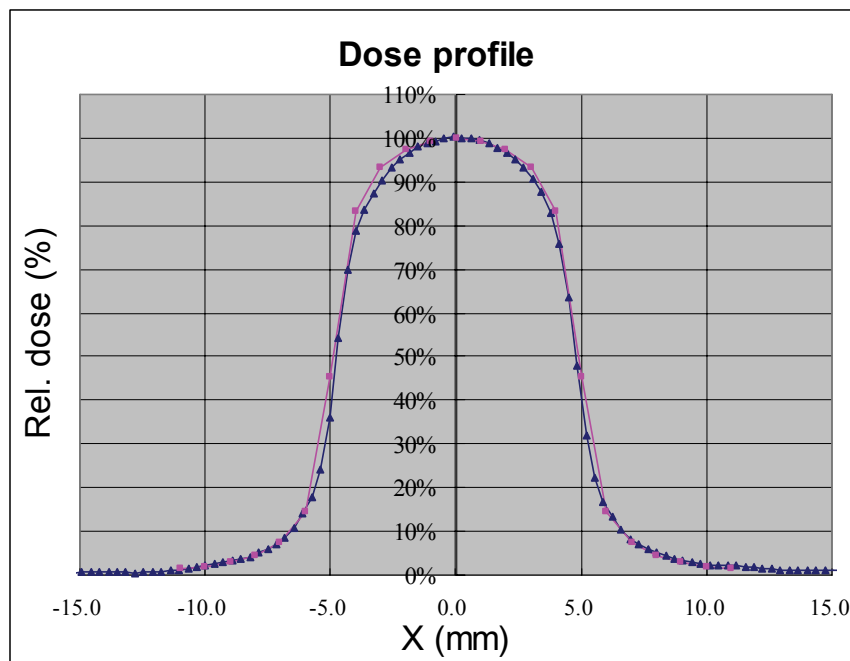
- 1) 使用與步驟 A 相同的照野設定範圍，於 TPS 中膠片所在之位置，設定並輸出 X 軸與 Y 軸的計算劑量分佈值 (圖十)。
- 2) 使用步驟 A 之量測膠片，以商業軟體 FILM QA Pro<sup>TM</sup> 或開放軟體 ImageJ 處理，取得射束剖面劑量量測資料。
- 3) 比較 TPS 計算與膠片量測 dose profile 的差異，確認 TPS 計算之剖面劑量分佈值的正確性 (圖十一)。

### 3. 數據分析

分析上述檢查結果，並參考文獻資料，擬訂國內醫療院所適用之小照野劑量量測標準化作業程序，以協助醫療院所提升小照野照射技術之劑量準確性。



圖十、於 TPS 中膠片所在位置設定並輸出計算的剖面劑量劑量分佈值。



圖十一、比較 TPS 計算 (red) 與膠片量測 (blue) dose profile 的差異。

## 肆、研究過程與結果

### (一) 放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升

#### 1. 治療單位及其設備資料彙整更新

彙整治療單位及其設備資料，更新 106 年度蒐集資料。本年度已訪查 78 家設有放射治療設備的醫院，共計 137 台醫用直線加速器、8 台加馬刀、35 台遙控式後荷近接治療機、20 台電腦斷層治療機及 5 台電腦刀，總計 205 台放射治療設備。彙整訪查設備數量及分布區域資料列示於表一。此數據與本計畫年初評估的設備數量比較，醫用直線加速器增加一台，遙控式後荷近接治療機及電腦刀分別因為治療單位停用該設備而減少一台。

依治療資源分析，以台灣 2 千 3 百萬人口計算，包含近接治療設備，治療設備資源約為 8.9 台/百萬人，若僅考慮高能遠隔治療設備，遠隔治療設備資源約為 7.4 台/百萬人。表二呈現台灣與亞太地區國家高能遠隔治療設備資源的比較，台灣與澳洲相近，在亞太地區僅次於日本。而放射治療醫學物理師（radiation oncology medical physicist, ROMP）的人力則以澳洲與香港較為充裕，台灣僅次於後。

表一、本計畫受檢設備數量及其分布區域

	Linac	Gamma	Brach	Tomo	Cyber	合計
北區	55	2	15	12	3	87
中區	30	3	8	4	0	45
南區	48	2	11	4	2	67
東區	4	1	1	0	0	6
合計	137	8	35	20	5	205

表二、台灣與亞太地區國家高能遠距治療設備資源比較表

Population and treatment units in Taiwan						
	Population (million)	Cobalt units (number)	Linacs (number)	Other MV treatment units	MV machines per ROMP	MV machine / million pop
Taiwan (2017)	23	0.0	137	HT20, CK5, GK8, P1	0.82	7.43
Taiwan (2014)*	23	1.0	139	HT18, CK5, GK8, P1	0.92	7.43
Australia (2014)*	23.2	0.0	167	HT4, CK1, GK1	0.51	7.40
Hong Kong (2014)*	7.2	0.0	31	HT5, CK1, GK1	0.61	5.30
Japan (2014)*	127.3	1.0	937	HT11, CK28, GK54, P15	1.33	8.50
South Korea (2014)*	50.2	---	133	HT19, CK11, GK18	1.41	3.60
China (2014)*	1357	300.0	1400	HT15, CK10, GK100	1.07	1.30

\* data from "Medical physics aspects of cancer care in the Asia Pacific region: 2014 survey results, Australas Phys Eng Sci Med"

## 2. 品保作業項目現場量測查核

本計畫檢查過程中，藉由書面資料收集與討論修正後，並依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，受檢項目皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

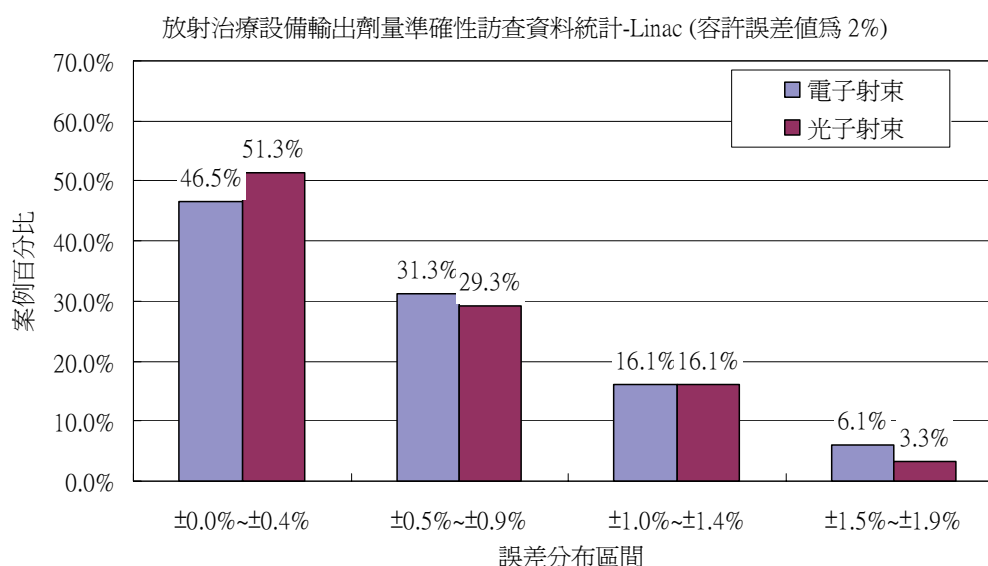
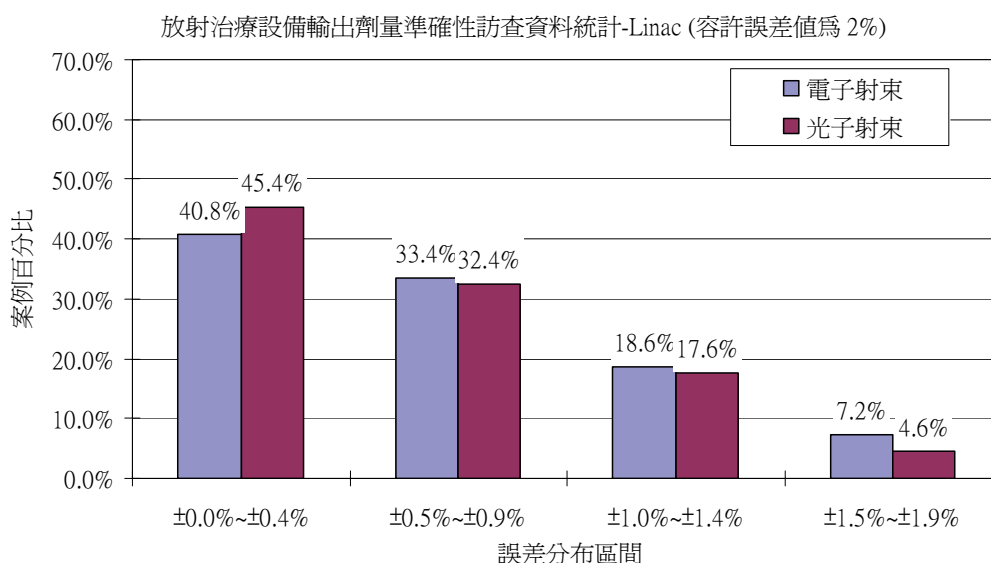
### (1) 射束輸出劑量準確性校驗

在輸出劑量準確性的部分，圖十二分別呈現 105 年度與本年度（106）計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性檢查結果統計，光子射束能量主要為 6 及 10 MV，電子射束能量則主要為 6、9、12 及 15 MeV，總計光子與電子射束分別量測 304 與 460 個數據。106 年度訪查結果顯示分別有超過 80%與 77%的光子與電子射束輸出劑量準確性在 1%以內。本年度此項目的檢查結果較上年度略有進步。

圖十三分別呈現 105 與 106 年度計畫執行電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗的訪查結果，資料顯示電腦刀在該項校驗有顯著優於電腦斷層治療機及加馬刀

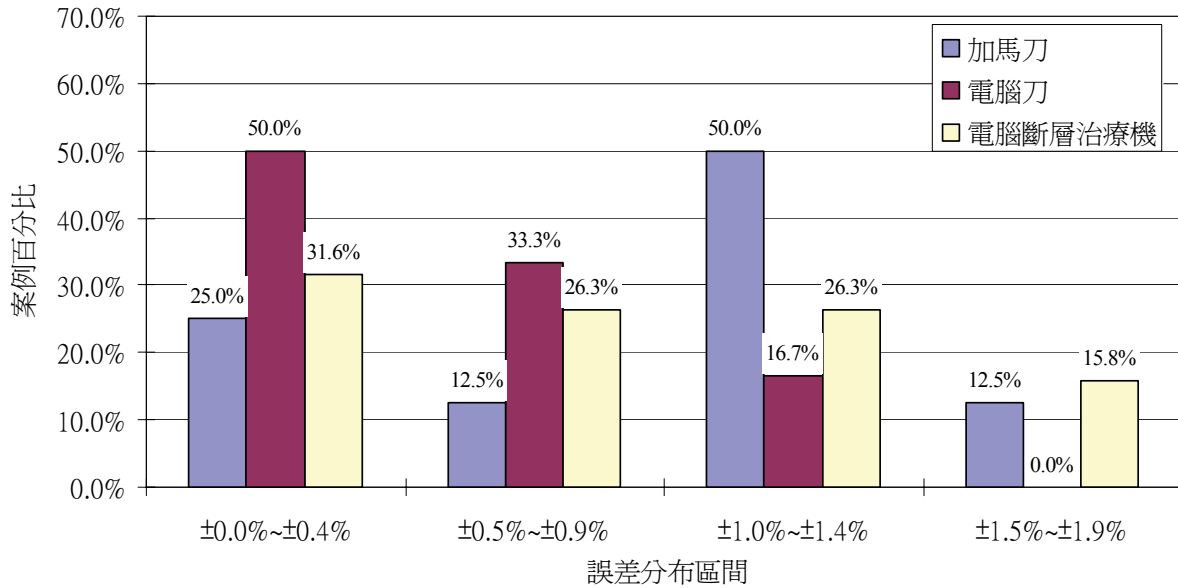


的表現。其中，本年度電腦斷層治療機合併呈現依據 TG-148 報告所執行的旋轉輸出劑量校驗（rotational output）及固定角度劑量校驗（static output）結果。依據圖十三的結果，旋轉輸出劑量校驗與固定角度劑量校驗的結果並不一致，基於電腦斷層治療機在臨床照射時旋轉輸出劑量的工作原理，例行輸出劑量校驗應採用 TG-148 報告的建議，使用旋轉輸出劑量校驗方式，同時以此校驗結果作為調整輸出劑量之依據，以確實掌握電腦斷層治療機的輸出劑量準確性。

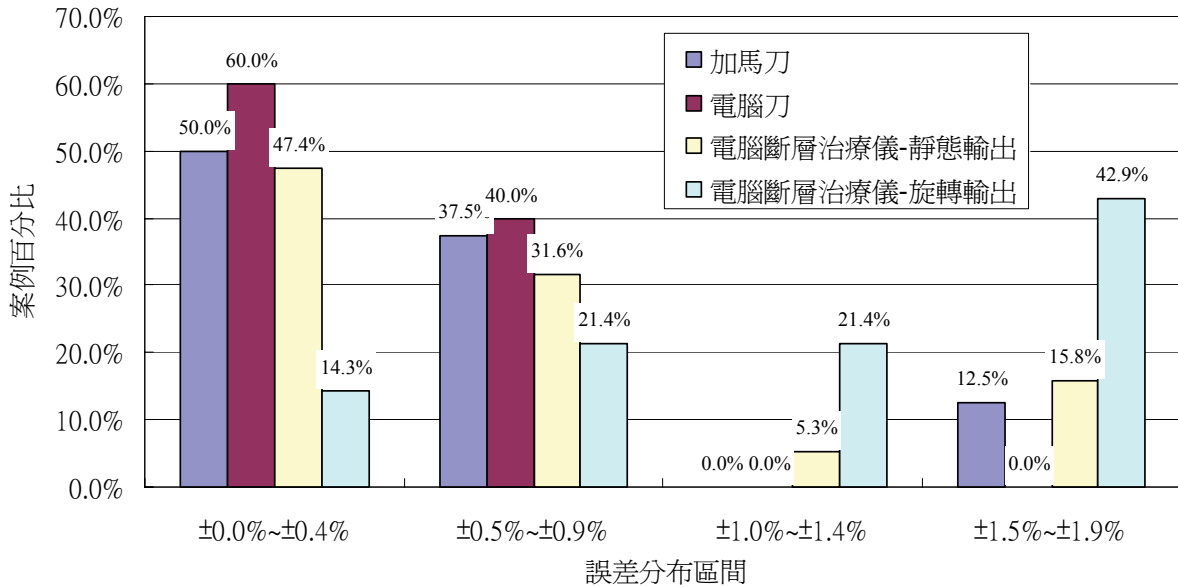


圖十二、醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。

放射治療設備輸出劑量準確性訪查資料統計-CK, GK and Tomo (容許誤差值為 2%)



放射治療設備輸出劑量準確性訪查資料統計-CK, GK and Tomo (容許誤差值為 2%)

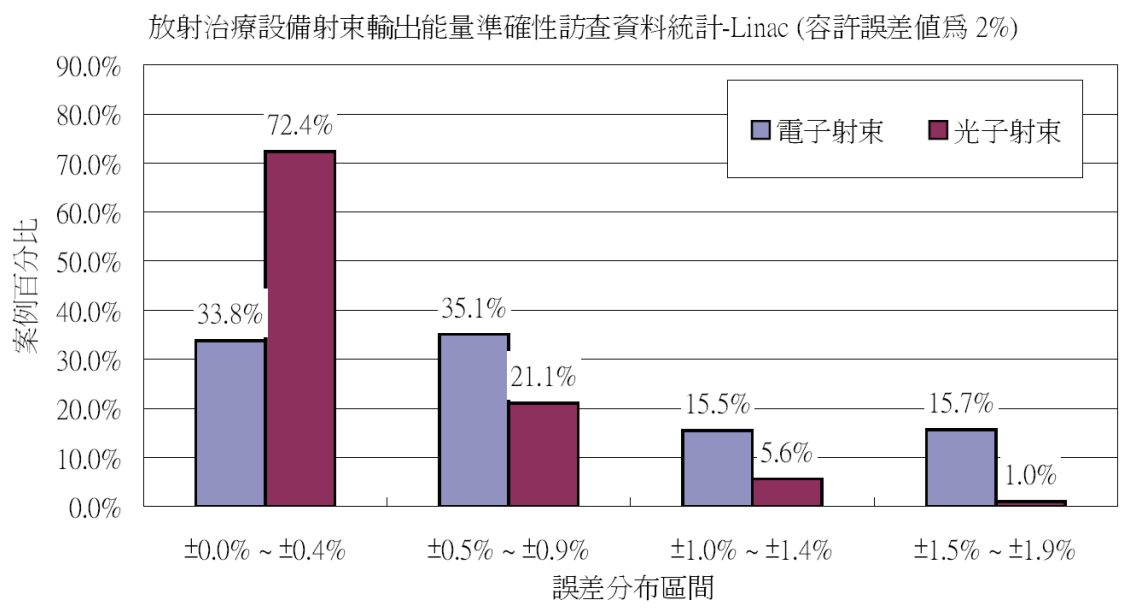
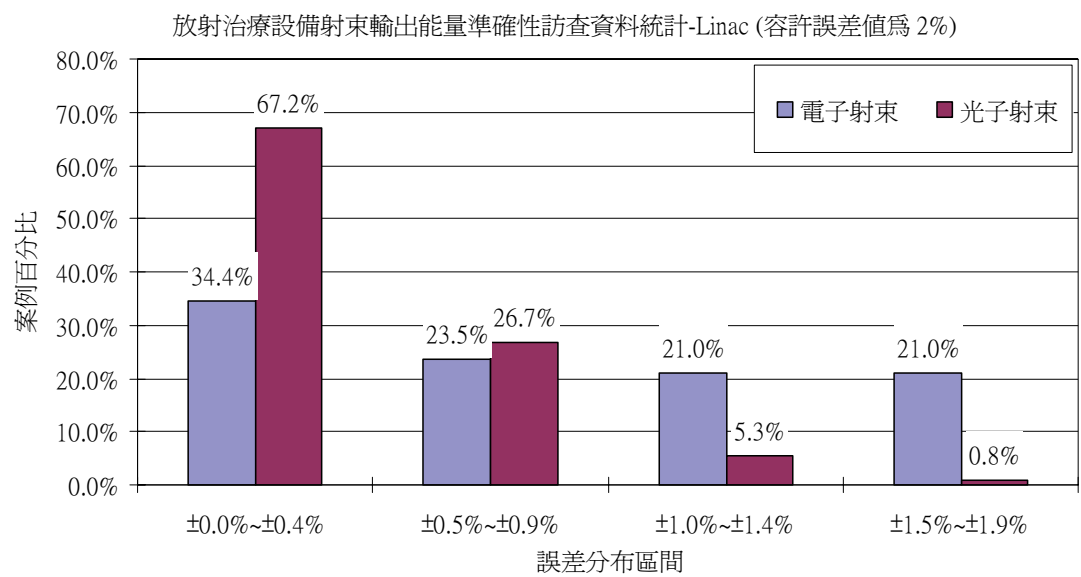


圖十三、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。

## (2) 射束輸出能量準確性校驗

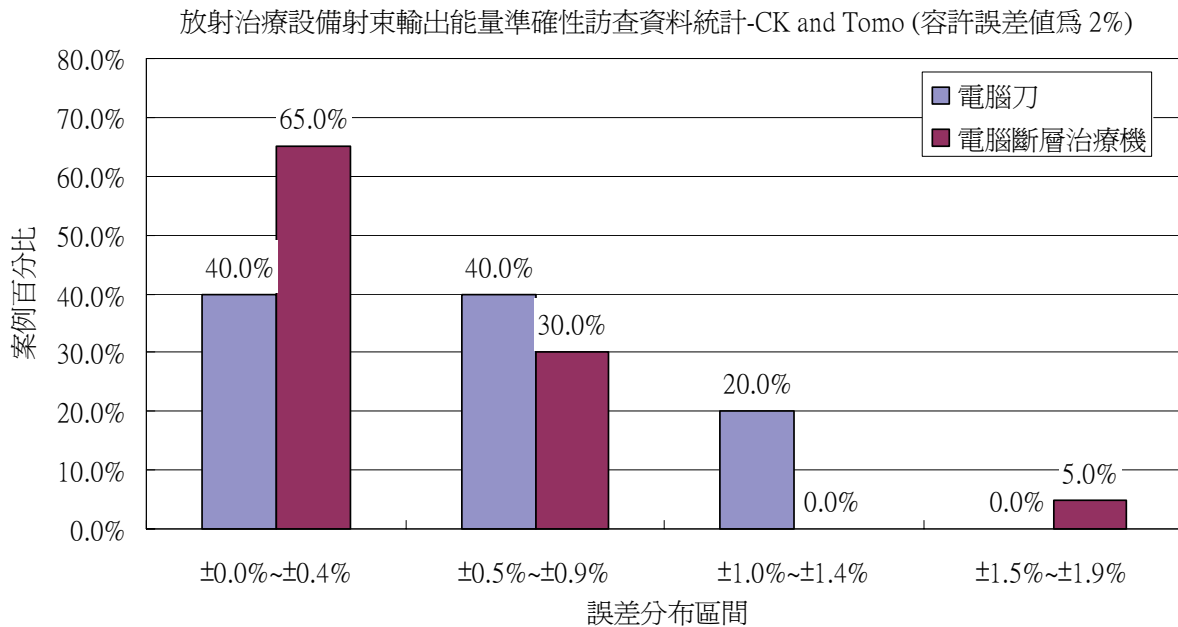
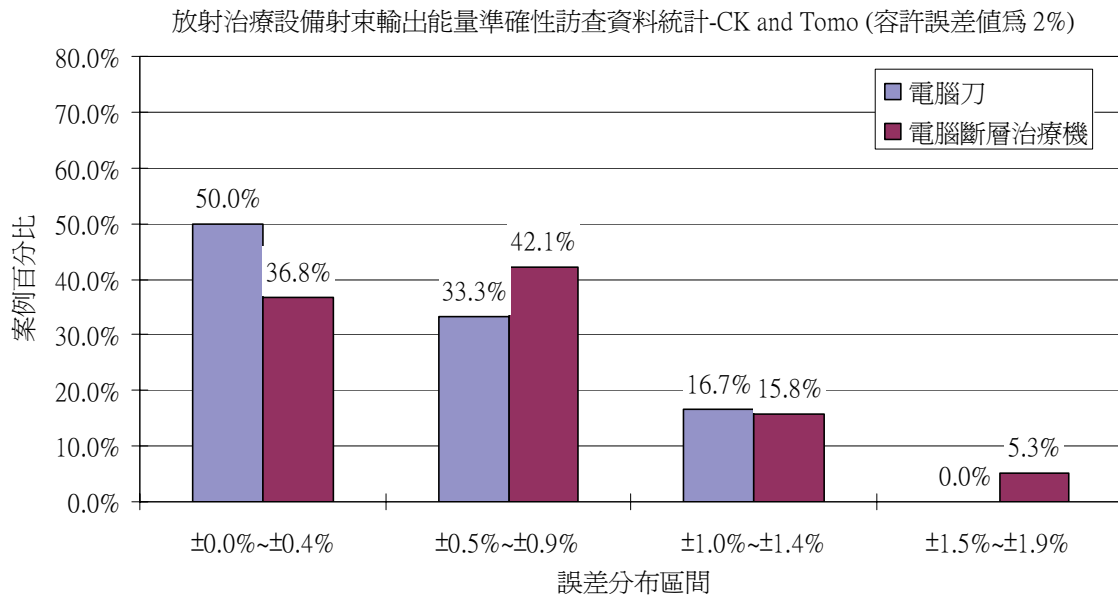
在射束能量準確性校驗的部分，圖十四分別呈現 105 與 106 年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性校驗的檢查結果，量測數據量與輸出劑量準確性校驗相同。在射束能量穩定性的表現上，與去年相仿，光子射束的能量準確性明顯較電子射束

好。106 年度訪查結果顯示分別有超過 93%與 68%的光子與電子射束的能量準確性在 1%以內，此外，電子射束能量校驗的誤差容許值為『量測值與基準值劑量參數值差異在百分之二以下或於治療深度內劑量參數值所在深度差異在二毫米以下』，因此，圖十四所呈現的電子射束百分差異值若以深度差異來表現，則將皆在 1.5 mm 以內。圖十五分別呈現 105 與 106 年度計畫執行電腦斷層治療機及電腦刀輸出能量準確性校驗的檢查結果，106 年度訪查結果顯示分別有超過 95%與 80%的電腦斷層治療機及電腦刀的能量準確性在 1%以內。



圖十四、醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性校驗檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。





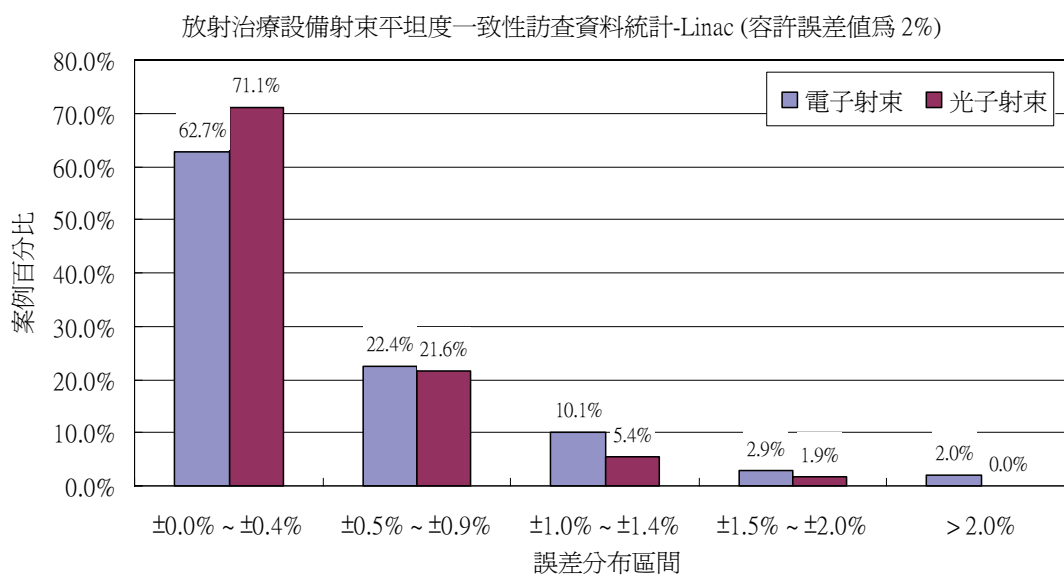
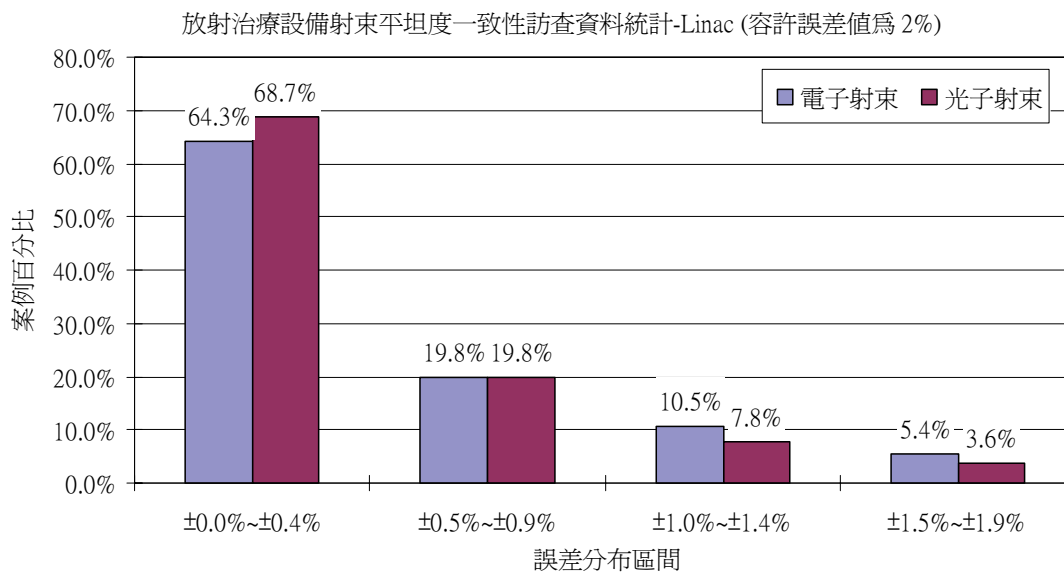
圖十五、電腦斷層治療機及電腦刀射束輸出能量準確性校驗檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。

### (3) 射束輸出剖面劑量分布準確性校驗

在射束剖面劑量分布校驗的部分，針對每個臨床單位所使用的能量量取兩個軸向的數據；橫向（cross-plane）及縱向（in-plane）。臨床單位使用的光子能量主要為 6 與 10 MV，電子能量主要為 6、9 與 12 MeV。總計光子與電子射束分別量取 592 及 911 個數據。

圖十六分別呈現 105 與 106 年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束平坦度一致

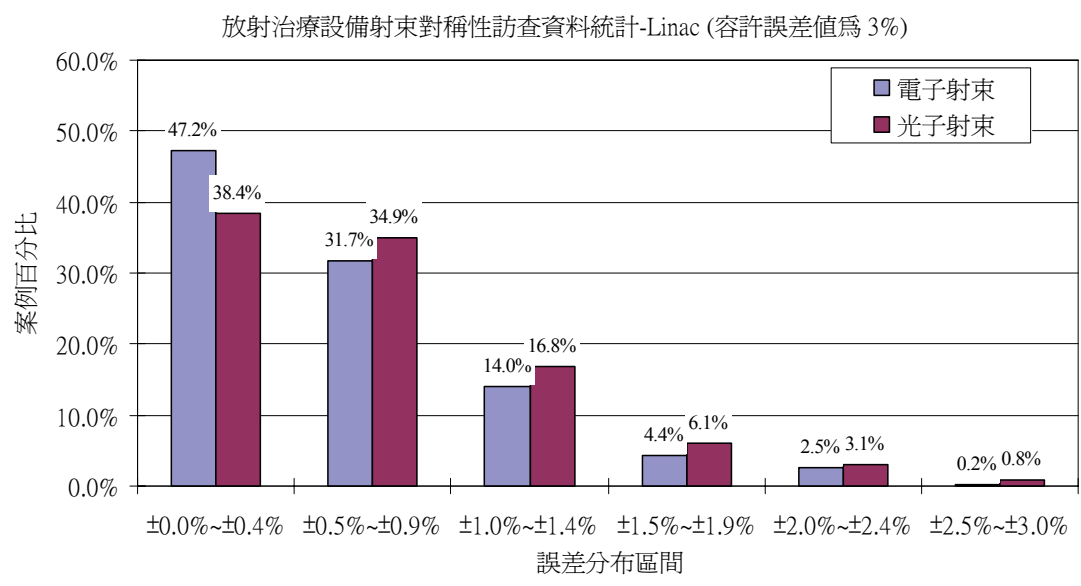
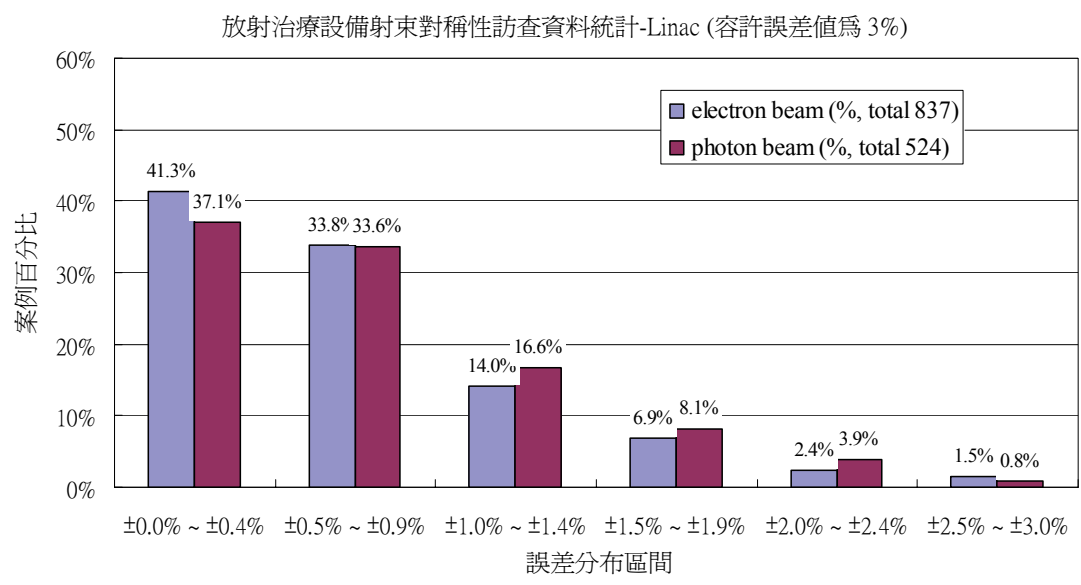
性的檢查結果。106 年度訪查結果顯示，分別有高於 92%及 85%的光子與電子射束，其平坦度一致性檢查的差異在 1.0%以下。然而，仍有少數（約 2.0%）的電子射束在檢查時超出誤差容許值，此部分已透過要求限期改善的作法，於期限內完成射束狀況調整。



圖十六、醫用直線加速器光子與電子射束平坦度一致性的檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。

圖十七分別呈現 105 與 106 年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果。在作法上，平坦性的誤差容許值判斷是與基準值比較，計算量測值與基準值之差異。然而，對稱性的誤差容許值判斷則直接以對稱性計算公式所得之結果作為判定依據。

106 年度射束對稱性檢查的結果顯示，分別有高於 90.1%及 92.9%的光子與電子射束，其對稱性檢查的結果在 1.5%以下，此結果與 105 年的訪查結果接近。



圖十七、醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果，105 年度（上）與 106 年度（下）。

針對新型醫用直線加速器無整平濾片（flatening filter free, FFF）射束的剖面劑量分布品保校驗，現有品保法並未建立其剖面劑量分布的校驗方法及其計算公式，因此本研究仍以平坦度一致性校驗方式執行。然而，近年來已裝設多台新型的直線加速器具備有移除整

平濾片的射束，在射束的剖面劑量分佈上，已不具有平坦的特性（圖十八），為延續監測射束剖面劑量分佈特性的品保作業目的，擬建議針對此類射束，修改品保作業的平坦性校驗為射束剖面劑量分佈一致性校驗（beam profile consistency），其作業方式如下：

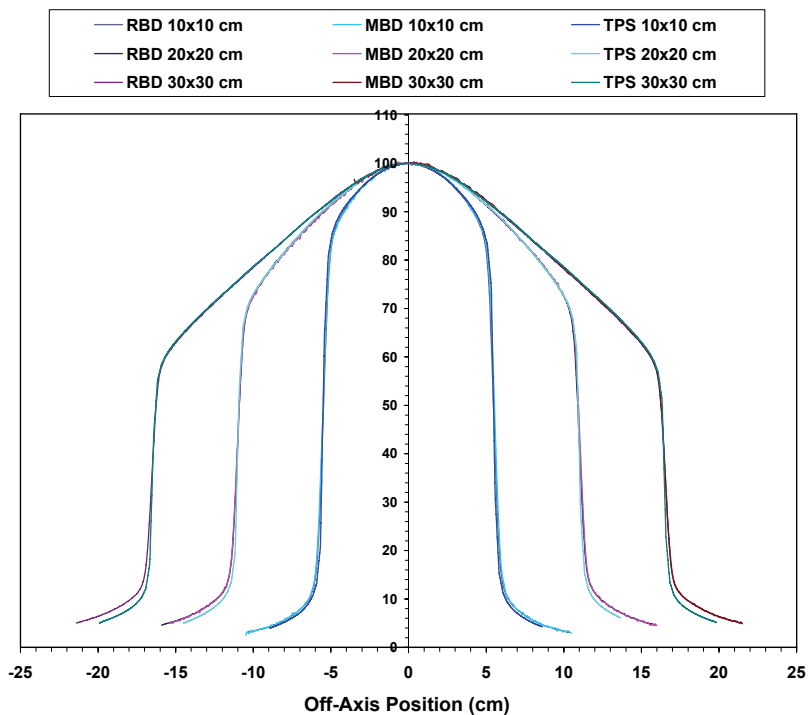
**作業方式：**

量測所有能量的 FFF 射束，逐一量測沿中心軸之橫切面方向 [ Transverse (Cross-plane) ] 及縱切面方向 [ Longitudinal (In-plane) ] 的射束劑量分佈 ( beam profile )。分別記錄 20×20 cm 照野範圍中，兩側 80% 及 20% 照野範圍的相對劑量讀值 ( 歸一化至中心軸，normalized to central axis )，參考基準值計算其差異，容許誤差值為 ±2.0%。校驗紀錄表格參考列示於表三。

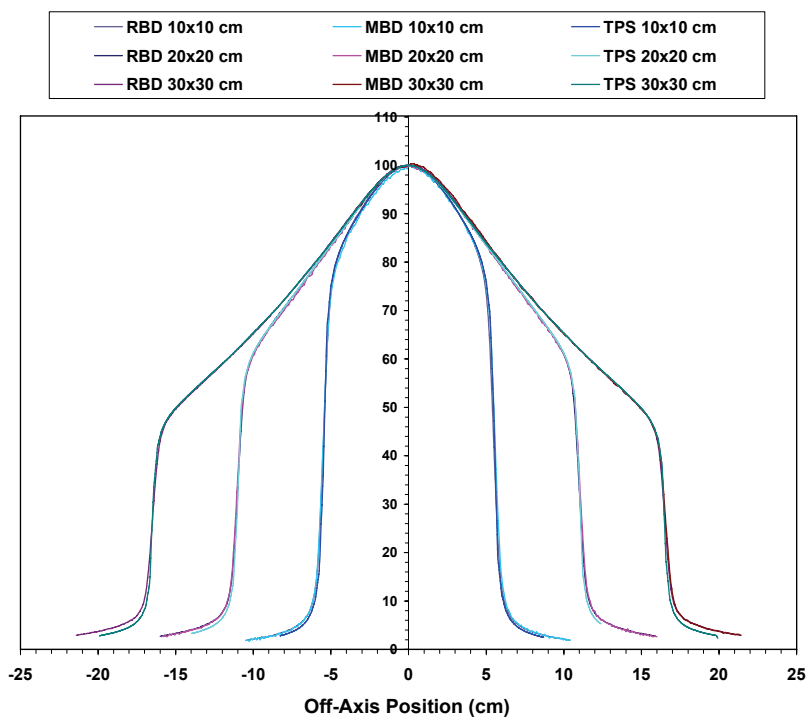
FFF 射束剖面劑量分佈一致性校驗操作程序：

- (1) 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向(0°或 180°)。加速器準直儀置於 0°或 180°。
- (2) 設定射源至假體表面距離（source-surface-distance，SSD）為 90 cm，校驗量測深度為 10 cm。
- (3) 設定照野為校驗參考照野（例如：20×20 cm<sup>2</sup>）。
- (4) 將劑量量測設備（例如：水假體系統，膠片劑量量測系統，Beam profiler 或 MapCHECK 等）擺設妥當並置於固定位置。
- (5) 量測所有 FFF 能量的射束，逐一量測沿中心軸之橫切面方向 [ Transverse (Cross-plane) ] 及縱切面方向 [ Longitudinal (In-plane) ] 的射束劑量分佈 ( beam profile )。分別記錄 20×20 cm<sup>2</sup> 照野範圍中，兩側 80% 及 20% 照野範圍的相對劑量讀值（歸一化至中心軸）。
- (6) 參考基準值，計算量測值與基準值之差異。
- (7) 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

6 MVFFF Photon, Open Field Crossplane Profiles



10MVFFF Photon, Open Field Crossplane Profiles



圖十八、Varian TrueBeam 6MVFFF（上）及 10MVFFF（下）射束的剖面劑量分佈圖。

表三、射束剖面劑量分佈一致性校驗參考紀錄表格。

**Beam profile consistency**

6MV FFF		20 cm x 20cm					
		L	R	Ave	Baseline	Var-L	Var-R
20%	In-plane	99.4%	99.2%	99.30%	99.00%	0.40%	0.20%
	Cross-plane	99.4%	99.2%	99.30%		0.40%	0.20%
80%	In-plane	86.6%	86.1%	86.35%	87.20%	-0.60%	-1.10%
	Cross-plane	86.7%	86.1%	86.40%		-0.50%	-1.10%

10MV FFF		20 cm x 20cm					
		L	R	Ave	Baseline	Var-L	Var-R
20%	In-plane	98.8%	98.6%	98.7%	98.4%	0.40%	0.20%
	Cross-plane	98.8%	98.6%	98.7%		0.40%	0.20%
80%	In-plane	80.5%	80.6%	80.6%	81.3%	-0.80%	-0.70%
	Cross-plane	81.1%	81.1%	81.1%		-0.20%	-0.20%

電腦斷層治療機的射束剖面品質校驗使用水假體以游離腔掃描參考深度下，不同剖面軸向、不同照野大小而得到量測資料，同時依據原廠在該項目設定之誤差容許值，不同照野寬度及方向（Transverse 及 Longitudinal）設定之誤差容許值不同：

**Transverse Profile :**

FW50，25 及 10 毫米，每一點劑量與基準值差異 2%以下且劑量點空間位置與基準值差異 1 毫米以下。

**Longitudinal Profile :**

FW50，25 及 10 毫米，每一點劑量與基準值差異 2%以下且劑量點空間位置與基準值差異分別在 0.5，0.25 及 0.1 毫米以下。

在本年度檢查的資料顯示，電腦斷層治療機射束剖面品質皆在上述的原廠設定誤差容許值之內。該誤差容許值相較於現行法規要求嚴格，且該設備之基本品質要求必須滿足原廠設定的規格，因此，基於品保精進的原則，建議修改品保法在此項目的誤差容許值，參考該設備原廠的射束品質規格制訂該項目的誤差容許值。

相較於醫用直線加速器或電腦斷層治療機皆具有較大的治療範圍，電腦刀以錐筒（cone）規範照射範圍，在射束平坦度一致性與對稱性的品質表現上相對穩定許多。平坦度一致性與對稱性皆在 1.0%以下。

#### (4) 設備機械運動準確性校驗

在機械運動校驗的部分，本年度計畫電腦斷層治療機及電腦刀治療床的垂直升降、前進後退移動準確性及水平度測試的檢查資料顯示，其移動準確度皆小於 1.0 mm，水平差異也小於 1 度，機械運動特性品質良好。

在加馬刀輻射與機械中心點吻合測試的部分，本年度檢查的結果顯示其差異皆在 0.3 mm 以下，而計時器準確性校驗，其差異也皆在 0.01 min 以內。

在電腦刀影像導引系統準確性校驗的部分，本年度計畫檢查的結果顯示其差異皆小於 1.0 mm。

#### (5) 遙控式後荷近接治療機品保校驗

在遙控式後荷近接治療機品保檢查的部分，今年度輻射源強度校驗採取更換新射源實測值作為數據，約有 9% 的量測數據與原廠測試的射源活性報告差異大於 1%，審視該項作業所使用的量測設備，其計算輻射源強度所依據的國家游離輻射校正中心量測設備校正參數值，其本身的不確定性已經大於 1%，而實測值與原廠射源強度報告資料的強度值差異難以要求小於 1%。因此，建議修改該項校驗的結果或誤差容許值如下：

1. 射源強度比對計算驗證，誤差容許值在 1% 以下。
2. 換輻射源實測值比對驗證，誤差容許值在 5% 以下。

遙控式後荷近接治療機品保檢查在輻射源停留位置的部分，今年度檢查結果，其差異皆在 1 mm 內。輻射源停留時間及輻射源傳輸速率誤差則皆小於 1 sec。受檢項目皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

#### (6) 放射治療設備與品保作業方法及人力分析

表四顯示醫用直線加速器各種機型在全國各區域分布的情形。因應越來越複雜的治療技術，新型加速器在控制元件的設計也越趨嚴格，所表現出來的射束品質與機械運動位置

的準確性也越高。而國內使用的醫用直線加速器治療機主要為 Varian 及 Elekta 兩大廠牌，而主要的機型為 Elekta SYNERGY 與 Varian CLINAC iX，然而新裝設機型則偏向具有高劑量率 FFF 射束的 Elekta VERSA HD 及 Varian TrueBeam (TrueBeam STx) 系列。此新型醫用直線加速器的射束特性穩定性與機械運動準確性皆有優異的表現，對於輻射安全與治療品質的提升有其助益。藉由資料庫的建立，可以分析此兩大治療機系統在國內的使用分布情形，同時瞭解各機型在品保作業上的表現差異。至於遙控式後荷近接治療機國內使用的主要是 Nucletron MicroSelectron 的系統，佔有近 78%，其餘單位所使用的設備則為 Varian GammaMed 或 MDS NORDION 的系統。

**表四、醫用直線加速器各種機型在全國各區域分布的情形(單位：台)**

		各區域設備數量分佈			
設備廠牌	型號	北區	中區	南區	東區
<b>ELEKTA</b> 總數 = 73	Axesse	1	2	3	0
	PRECISE SLI	1	1	10	1
	SYNERGY	22	9	13	1
	Infinity	1	0	1	0
	VERSA HD	4	1	2	0
<b>SIEMENS</b> 總數 =1	ONCOR	0	1	0	0
<b>VARIAN</b> 總數 = 62	CLINAC 21EX	0	5	3	0
	CLINAC 6EX	2	1	0	0
	CLINAC 600C	0	0	1	0
	CLINAC IX	14	5	11	0
	Trilogy	1	1	1	1
	TrueBeam	6	1	1	1
	TrueBeam STx	1	2	1	0
	Unique	1	0	2	0
<b>BRAINLAB</b> 總數 = 1	NOVALIS	1	0	0	0
總數小計		55	29	49	4

在品保作業劑量量測設備及校驗方法的統計資料顯示，雖然 1983 年發表的 AAPM TG-21 號報告仍是國內大多數醫院採用執行劑量校驗的方法 (69% VS 31%)，然而比較 105



年的資料顯示，北部地區已有顯著較多醫院使用 1999 年發表的 AAPM TG-51 報告作為例行劑量校驗的方法（56% VS 44%）。在精進品保作業的原則下，採用 AAPM TG-51 或 IAEA TRS-398 可以減少不確定性，因此，仍將積極鼓勵臨床單位依循較新的劑量校驗方法。

在品保作業專業人力的分析方面，由於放射治療設備每月與年度品保測試主要是由醫學物理師執行，由表五統計的數據仍可以看出醫學物理師人力仍呈現不足的情形，尤其是通過醫學物理學會所辦甄審考試的物理師，在醫療單位所佔的比例仍有待提升。若以遠隔治療設備數目對應物理師人數作分析，國內超過半數的醫療單位一台遠隔治療設備僅配置一位物理師，在治療技術越趨複雜，品保作業要求越趨嚴格的階段，品保專業人力的配置仍有待提升。

**表五、醫療單位配置醫學物理專業人員數統計表（單位：醫院家數）**

		各地區醫療單位數			
	級距	北區	中區	南區	東區
醫學物理師人數 / 醫療單位	0	0	1	1	1
	1	10	11	14	1
	2	5	3	4	0
	3~5	8	3	7	1
	6~8	3	1	1	0
	>8	3	0	0	0
甄審及格醫學物理師人數 / 醫療單位	0	8	12	11	2
	1	8	3	7	0
	2	5	2	6	0
	3~5	5	1	2	1
	6~8	2	1	1	0
	>8	1	0	0	0
醫學物理師人數 / MV治療機台數 (平均 1.23)	< 1	1	3	7	1
	1	12	14	15	1
	> 1 & ≤ 2	12	2	5	1
	> 2 & ≤ 3	4	0	0	0

## (二) 新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究

今(106)年度依規劃執行「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究」，總計執行 40 部光子刀，5 部電腦刀及 8 部加馬刀的基礎資料蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。檢查項目包括(1)相對照野因子及(2)射束剖面劑量分佈。

### 1. 資料蒐集

#### (1) 治療設備

立體定位放射治療技術需要精準的影像導引、輻射等中心點及輸出劑量準確性等要件，因此，臨床單位多使用較新型的醫用直線加速器；ELEKTA SYNERGY/Infinity/VERSA HD，VARIAN Trilogy/TrueBeam/TrueBeam STx 執行。射束準直儀系統則有使用多葉式準直儀 (multileaf collimator, MLC) 或錐筒 (cone)。然而，因為技術進步，MLC 位置誤差已可小於 1 mm，同時電腦治療計畫系統 (treatment planning system, TPS) 在強度調控治療計畫演算法的進展，使得現在立體定位放射治療技術多使用 MLC 來執行強度調控式治療照射。此項技術國內臨床單位所使用的 TPS 主要包括：Pinnacle (Philips)，Ergo (Elekta)，BrainSCAN (BrainLAB)，Eclipse (Varian) 等。

#### (2) 劑量驗證方法

立體定位放射治療技術普遍應用於體積較小的腫瘤，相對使用的照野也通常侷限於 0.4-5 公分的範圍，此照野範圍與一般放射治療有顯著差異，此外，此類小照野的劑量驗證有其技術上的難度，一般放射治療常用於輸出劑量驗證的 Farmer 游離腔，因空腔體積較大 (半徑約 0.65 公分)，通常應用於照野大於 5 cm 的劑量量測，對於立體定位放射治療技術的小照野並不適用。此外，因為使用游離腔量測劑量主要根據 Brag-Gray 空腔理論，當百萬伏特高能量光子射束，若照野小於 3 cm 時，使用游離腔量測劑量牽涉劑量學上電子平衡的問題，使得小照野劑量驗證的游離腔量測需要更謹慎執行。表六列示一般放射治療常用於劑量量測不同空腔體積的游離腔。Farmer 形式游離腔常用於例行品保作業輸出劑

量驗證。空腔體積約  $0.13 \text{ cm}^3$  的游離腔 (Semiflex) 則常裝設於水假體系統執行剖面及深度劑量分佈掃描之用。然而，若需要量測照野小於  $3 \text{ cm}$  的射束資料，則需要用到空腔體積約  $0.015 \text{ cm}^3$  的 PinPoint 游離腔，但是一般游離腔的空腔內含空氣，與游離輻射作用的機率遠低於固態式偵測設備，因此空腔體積太小的游離腔相對其訊雜比 (signal to noise ratio, SNR) 將相對較低。PinPoint 游離腔雖然空腔體積僅有  $0.015 \text{ cm}^3$ ，直徑也僅有  $2 \text{ mm}$ ，但是長度有  $5 \text{ mm}$ ，對於直徑小於  $15 \text{ mm}$  的照野，腔體周邊已落於照野劑量分佈均勻區域之外，已無法提供準確的劑量量測值。而 Semiflex 游離腔則不適用於照野小於  $20 \text{ mm}$  的劑量量測。對於屬於立體定位放射治療的設備，諸如電腦刀，原廠則配備偵檢體截面積為  $1 \text{ mm}^2$ 、厚度  $2.5 \mu\text{m}$  的半導體劑量計作為劑量測量之用。

立體定位放射治療技術需要使用 TPS 完成治療計畫，藉由治療計畫呈現的 3D 劑量分佈資料評估腫瘤的治療劑量是否足夠，以及周邊正常組織的劑量是否超出耐受值。TPS 在建立劑量計算演算法 (dose calculation algorithm) 參數模組時需要輸入準確量測的射束資料 (beam data)，通常，醫用直線加速器與 TPS 廠商會提供此類小照野的參考 beam data，然而，因為醫用直線加速器在醫療單位裝設完成後，所輸出的射束特性與參考 beam data 可能有所不同，尤其對於小照野的劑量分佈更為敏感。針對此狀況，臨床單位通常需要備有小照野的量測設備，量測所使用之立體定位放射治療設備的 beam data，同時與參考 beam data 作比對，確認 beam data 的正確性後，方可輸入 TPS 進行劑量計算演算法參數模組化 (modeling) 的工作。

本研究蒐集的資料顯示，國內立體定位放射治療臨床單位所使用的 TPS，若治療機為 Elekta 系統，通常需要使用單位自行量測完整的 beam data，而 Varian 系統則已建立完整的 reference beam data 提供使用者參考。本研究為協助臨床單位確認 TPS modeling 完成後劑量計算的準確性，將以高空間解析度的 EBT3 膠片，量測光子刀、加馬刀和電腦刀的相對照野因子與射束剖面劑量分佈，同時直接與 TPS 計算值作比較，確保國內立體定位放射

治療的輻射安全與治療品質。

表六、一般放射治療常用於劑量量測的不同空腔體積游離腔

Detector	Cavity volume (cm <sup>3</sup> )	Cavity inside dimensions		Wall	
		Length (mm)	diameter (mm)	Material	Thickness (mm)
PTW 30013 Farmer	0.6	23	6.1	PMMA+Graphite	0.425
PTW 31010 Semiflex	0.125	6.5	5.5	PMMA+Graphite	0.7
PTW 31014 PinPoint	0.015	5	2	PMMA+Graphite	0.66

## 2. 教育訓練

本計畫依序完成資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用之小照野射束劑量校驗作業導則。在制訂導則的部分，由本計畫研究人員組成研議小組，經由蒐集文獻報告，意見討論及實做的過程，共同制訂出該項作業導則。

本計畫於今（106）年4月下旬分別在北區、中區及南區舉辦該項作業的教學研習討論會，充分與臨床單位品保專業人員交換意見及訓練教學，協助醫療單位的品保專業人員瞭解作業程序及設備操作。

課程安排與執行情形如下：

(1) 課程日期：106年4月22日

地點：高雄長庚醫院放射腫瘤科

參與人員：南區醫學物理師 21 人



(2) 課程日期：106年4月28日

地點：台北榮民總醫院癌病中心

參與人員：北區及東區醫學物理師 32 人



(3) 課程日期：106年4月29日

地點：中國醫藥大學附設醫院腫瘤治療科

參與人員：中區醫學物理師 18 人

(4) 綜合整理訓練教學課程問題與討論：

Q1：探討小照野射束劑量研究的主要原因

A1：國內有眾多臨床單位使用小照野治療技術，然而使用一般游離腔量測小照野射束，其劑量無法準確得知，此外 ROF 與 Beam Profile 量測有其技術上的難度，若要以自行建立的 beam data 輸入電腦治療系統作劑量運算有其挑戰性，本研究之目的是希望能協助臨床單位確認是否因使用不適當的量測工具而造成小照野射束劑量的誤差。

Q2：何種量測工具能當作小照野劑量量測結果的參考準則？

A2：良好的實際測量結果依然是準則，即便與蒙地卡羅數值模擬 (Monte Carlo simulation) 相比。準確測量小照野射束劑量並非易事，當量測工具為游離腔 (ion chamber) 時會產生部分體積效應以及側散射電子平衡條件不滿足等問題，而造成游離腔測量值不準確的結果。相較於 ion chamber，膠片 (film) 會是小照野射束劑量量測較佳工具，但是測量與處理數據的過程必須謹慎。例如：背景的扣除與量測值平滑化 (smoothing) 的處理。此外，以 film 量測資料做比較時，應與治療計畫系統 (TPS) 的計算值做比較，因為現在的 TPS 劑量計算演算法 (dose calculation algorithm) 普遍使用模組化劑量演算法 (model-based dose algorithm)，射束資料 (beam data) 輸入 TPS 後，經過模組化 (modeling) 的過程，其劑量分佈結果，尤其是在照野小於 5 cm 的情況，計算值與原廠提供的參考射束資料 (reference beam data) 會有較大的差異 (以 Varian 系統為例)。因為實際臨床應用時是以 TPS 的計算結果作為判準，因此，film 量測值將與 TPS 計算值做比較。

建議：電腦刀照野小於 1 cm 的量測結果，半導體偵檢器 (diode) 與 Monte Carlo simulation 兩者並不吻合，diode 量測值會高估。(Ellen E. Wilcox, 2007)

Q3：為甚麼學會不以 beam data 測量方式執行小照野 QA?

A3：若以 Varian 加速器而言，原廠提供的 reference beam data 是使用體積約為 0.13 cc 的游離腔量測得到，圓柱截面直徑約為 5 mm，對於照野小於 3 cm 就難以得到準確的量測值。因此，若單純看待 Varian 提供的 reference beam data 在照野 < 3 cm，其 beam profile 是不準的，尤其在剖面劑量分佈曲線的肩部位置，但是，若取出的是經過 modeling 後的數據，則是較為準確的。透過本次訪查，可以協助臨床單位檢視使用數據的正確性。所以，在設計流程時，會希望取得臨床使用於病患的治療計畫系統計算數據，直接與量測的結果作比較，此結果較具有臨床意義。

Q4：如果有使用 cone 與 MLC 執行 SRS/SRT/SBRT 治療，兩套系統都需要量測嗎?

A4：量測臨床主要會用的系統。

Q5：電腦刀若使用 diode 量測小於 1 cm 的照野會呈現量測值會高估，是否要以 film 取代 diode 當作小照野的量測工具？抑或用 film 的測量數據取代 diode 的結果，作為 TPS 的 beam data?

A5：若要使用最正確的 ROF 來計算劑量，現今已有許多文獻可參考，或者可以將 diode 的量測數據與文獻相對應，修正 ROF 值。膠片劑量量測較為繁複，diode 量測相對較為容易，且依據文獻報告，差異值有限，本研究將協助臨床單位檢視 TPS 的 ROF，提供完整數據作為臨床單位調整 TPS 參數的依據。

Q6：電腦刀的校正曲線選擇以哪種設備建立？（電腦刀或加速器？）

A6：本研究使用 EBT film，該膠片幾乎沒有能量依持性，因此，只要是執行校正曲線照射時的照射劑量是正確的，電腦刀的校正曲線在電腦刀或加速器執行皆可。然而，基於研究目的，本計畫仍將使用相同批號的 EBT film 在電腦刀建立校正曲線，同時與加速器建立的校正曲線做比較，確認該膠片能量依持性的問題。

Q7：校正曲線的次方數要設定幾次（3 次方或 4 次方）、擬合曲線判定係數值（ $R^2$ ）幾個 9 能使用？劑量區間要如何取？

A7：若參考 Ashland (FILM QA Pro) 的報告書，因為劑量反應曲線的特性已經知道，不建議做太多劑量校正點，只需幾個劑量校正點，讓分析軟體能擬合出曲線 (fitting curve) 即可。不過在實驗設計上仍會多找幾個劑量校正點，藉此觀察 film 在不同劑量的穩定性表現。次方數不用太多，3 或 4 次方已足夠。Fitting curve  $R^2$  值建議  $>0.999$  表示 fitting curve function 與量測點吻合度高，以此方程式作為後續量測膠片的劑量轉換可以得到較準確的數據。

Q8：film 與臨床單位自行量測的數據之間差異多少 %，才代表這個差異是有意義的？

A8：



- a. 依照 ICRU #24，臨床放射治療的整體劑量誤差應小於 5%，在輸出劑量的 QA 管控上要求到 < 2%，因此，劑量參數的準確性也應要求到 < 2%。
- b. 膠片量測有其不確定性，如同游離腔核研所校驗其校驗參數有其不確定性，因此，游離腔劑量讀值差異若 < 1% 基本上仍落於其不確定性的範圍內，而膠片的不確定性在審慎完成建立校正曲線的程序後，可以控制在 2% 內，因此，使用膠片做劑量的驗證，有意義的差異值應為 2%。

### 3. 建立膠片劑量校正曲線 (calibration curve)

本研究使用專為放射治療劑量量測所發展的 EBT3 膠片，不需洗片，穩定性高，能量依持性低。為求量測數據的準確性，針對不同膠片批號及不同檢查單位分別建立膠片劑量校正曲線 (圖十九)。膠片量測劑量的轉換，則根據不同檢查單位各別建立的膠片劑量校正曲線作處理。圖二十為檢查單位 A 所建立的校正曲線，顯示 3 階多項式擬合曲線 (fitting curve) 方程式可用於建立良好的 EBT3 膠片劑量轉換，此外，由 fitting curve 的判定係數值 ( $R^2$ ) 可瞭解 EBT3 膠片在劑量量測的穩定性。依據圖十九的結果顯示，本研究建立的劑量校正曲線，其  $R^2$  平均值為 0.9998，變異係數 (coefficient of variation, CV) 值為 0.01%，表示本研究之膠片劑量量測系統穩定性高，劑量轉換可靠性良好。

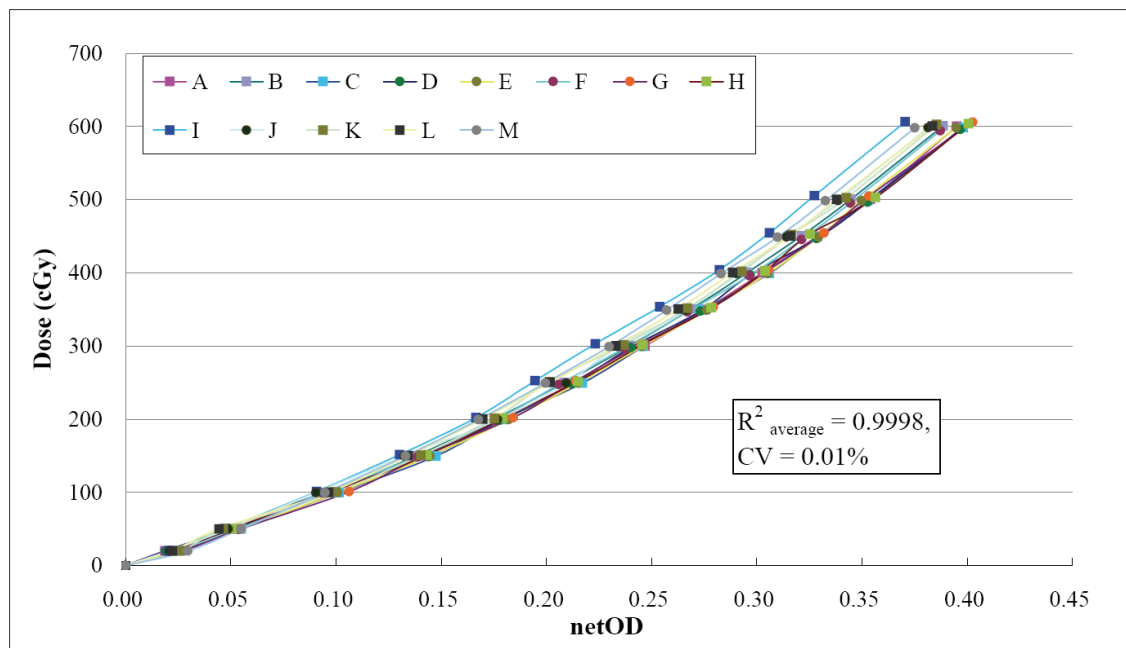
### 4. 小照野劑量特性量測分析

#### (1) 相對照野因子 (relative output factor, ROF)

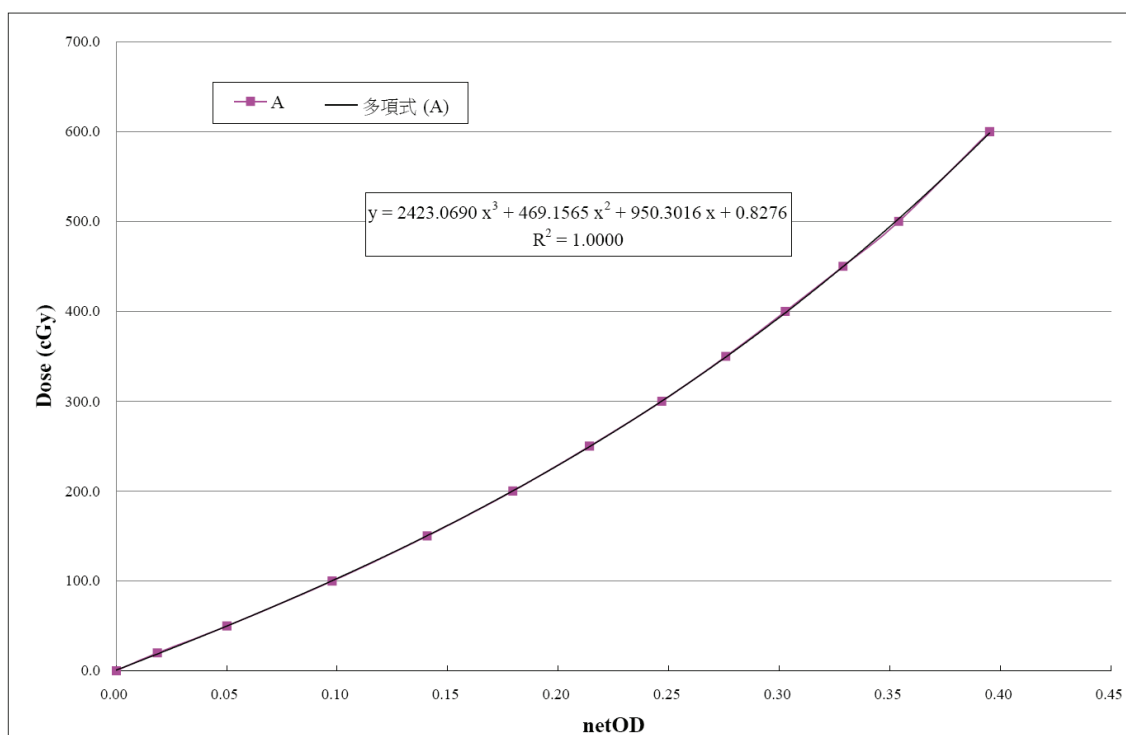
放射治療設備輸出劑量 (output, dose/MU) 校驗，對於醫用直線加速器通常以  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  照野，而電腦刀與加馬刀則以最大準直儀錐筒照野作為輸出劑量校正的參考照野。不同照野的劑量關係則以相對照野因子修正； $ROF(FS) = D(FS) / D(FS_{ref})$ ，因為放射治療所使用高能量光子射束的劑量分佈特性，電子平衡所需的範圍約為 1.5 cm 以上，因此，當照野小於 3 cm 時，側散射電子平衡難以達成，導致相對照野因子隨照野變小的變化梯度加劇，因此，相對照野因子的準確性，對於立體定位治療技術的劑量準確性有重要的影響。本研究所使



用的 EBT3 膠片具有高空間解析度的特性，適合用於劑量梯度變化較大的量測條件。



圖十九、不同膠片批號及不同檢查單位 (A~M) 分別建立之膠片劑量校正曲線。

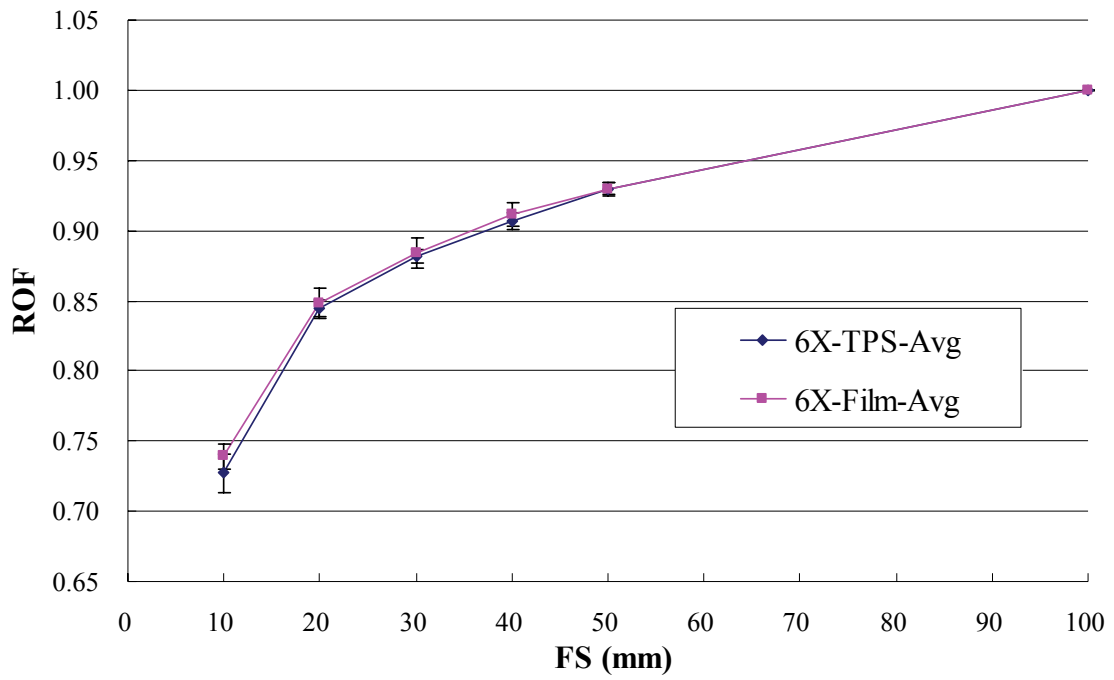


圖二十、檢查單位 A 所建立的校正曲線，紅點為劑量量測點，曲線為擬合曲線 (fitting curve)，顯示 3 階多項式方程式可用於建立良好的 EBT3 膠片劑量轉換，該例的判定係數值 ( $R^2$ ) 為 1.0，顯示本研究所建立的 EBT3 膠片劑量量測方法穩定性良好。

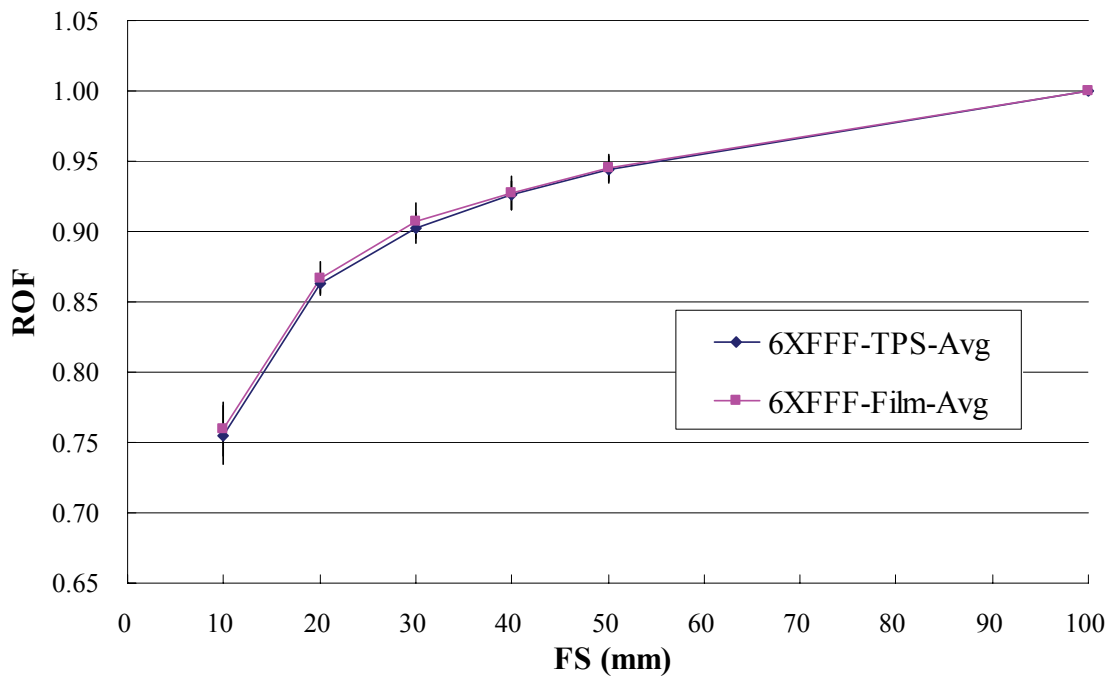
圖二十一至二十四分別為醫用直線加速器系統不同射束能量，本研究相對照野因子治療計畫系統計算值與量測值之平均值的比較圖，圖中附上各照野之照野因子的標準差。國內主要的醫用直線加速器治療系統為 Varian TrueBeam 與 Elekta Versa HD，所搭配的治療計畫系統分別為 Varian Eclipse 與 Philips Pinnacle，現代治療計畫系統的劑量計算演算法 (dose calculation algorithm) 皆採用模組化劑量演算法 (model-based dose algorithm)，此演算法建立在劑量學的基礎理論上，藉由輸入在均質水假體量測的射束資料 (beam data)；主要為深度劑量與剖面劑量的分佈資料，在模組化的過程中擬合出最佳的演算法方程式參數。此類演算法較不易受到 beam data 量測數據不夠精準的影響，尤其對於不均質組織或劑量梯度變化較大的區域；諸如肺部組織與腫瘤組織介面區域或小照野的劑量分佈具有較佳的劑量計算準確性。圖二十一至二十四顯示現代化治療設備對於小照野的相對照野因子具有良好的計算準確性，然而在  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野時仍普遍存在低估 ROF 的現象，在良好建立 TPS 計算模組的系統下，此照野大小 ROF 的低估值約在 4% 以下。然而在本研究的檢查案例中，仍發現  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野的 ROF 值嚴重低估的情形 (圖二十五)；低估值達 17.4%。值此狀況會強烈建議臨床單位在執行小於 2 cm 腫瘤的治療計畫時，必須完整執行治療計畫的劑量驗證，包括點劑量與平面劑量分佈的量測比較驗證。

相較於醫用直線加速器，電腦刀使用準直錐筒 (cone)，加馬刀使用準直頭盔，規範的照野大小有其限制，然而其相對照野因子則相對穩定。圖二十六為電腦刀與加馬刀的相對照野因子比較圖。本研究分析資料顯示，電腦刀與加馬刀相對照野因子的 TPS 計算值與量測值的差異皆在 1.0% 以下。

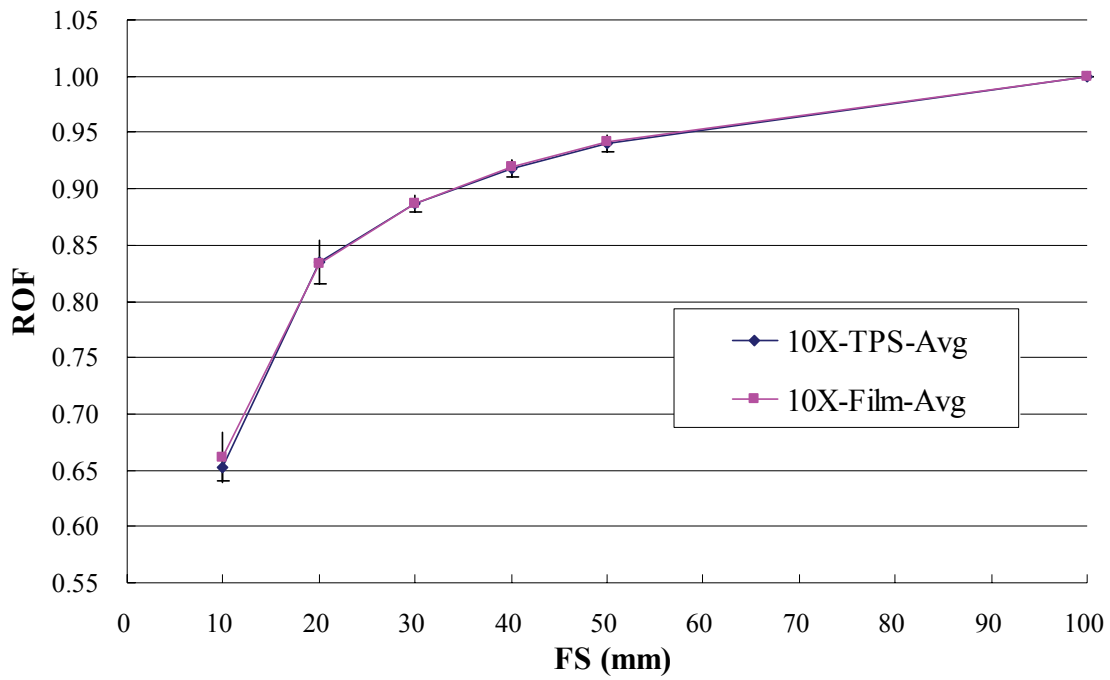
圖二十七為醫用直線加速器相對照野因子在不同照野 (10, 20, 30, 40, 50 mm)，治療計畫系統計算值與量測值的統計比較圖，顯示 10 mm 照野仍有 13.6% 的量測數據差異大於 5%。



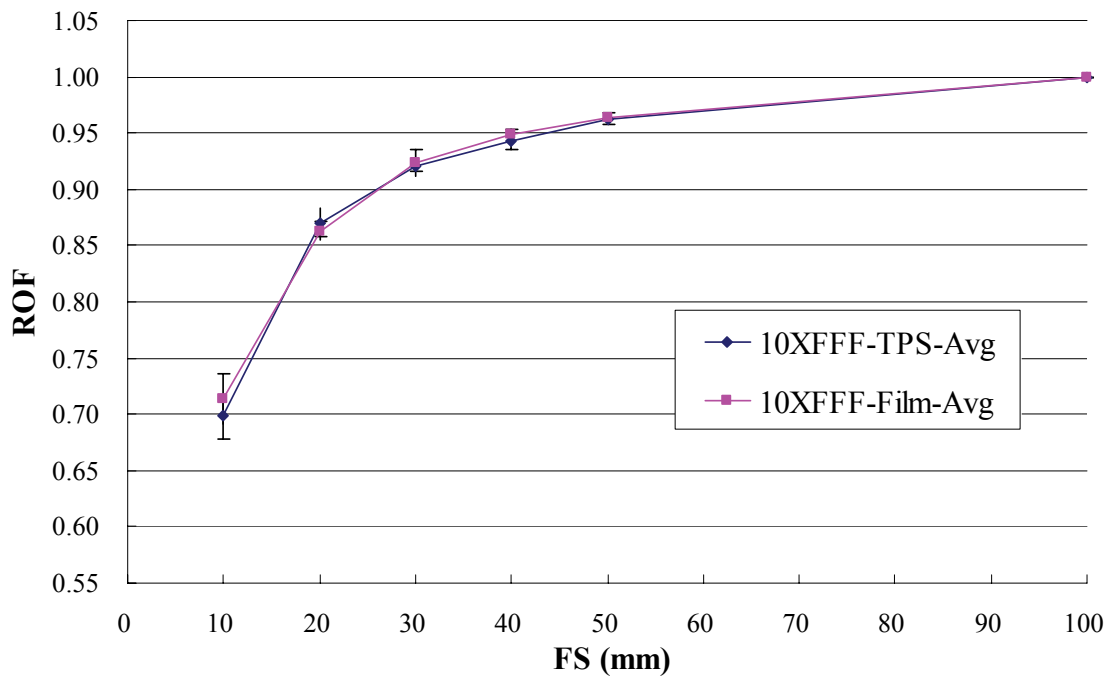
圖二十一、醫用直線加速器 6 MV 射束平均相對照野因子治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。



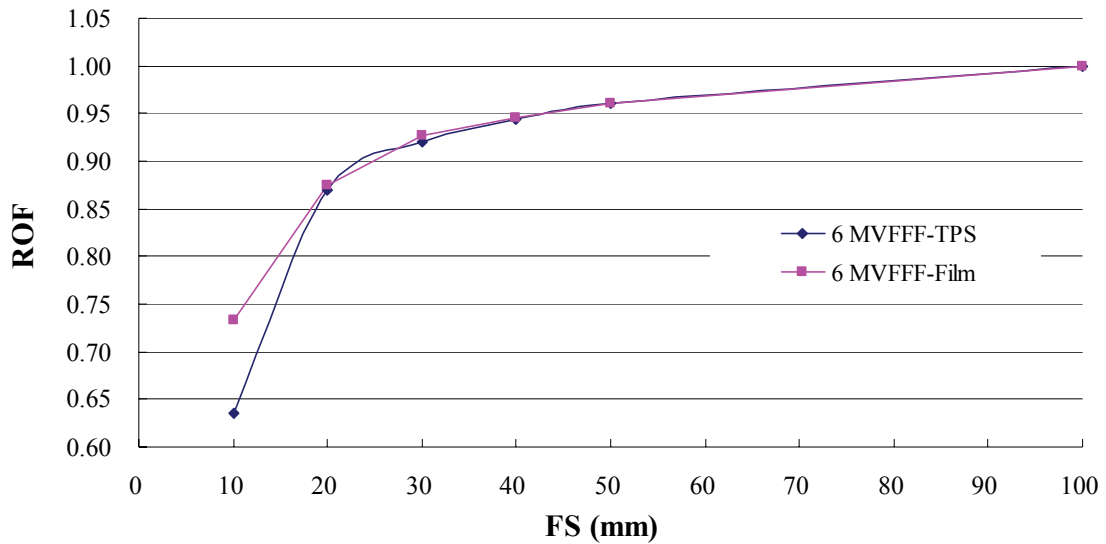
圖二十二、醫用直線加速器 6 MVFFF 射束平均相對照野因子治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。



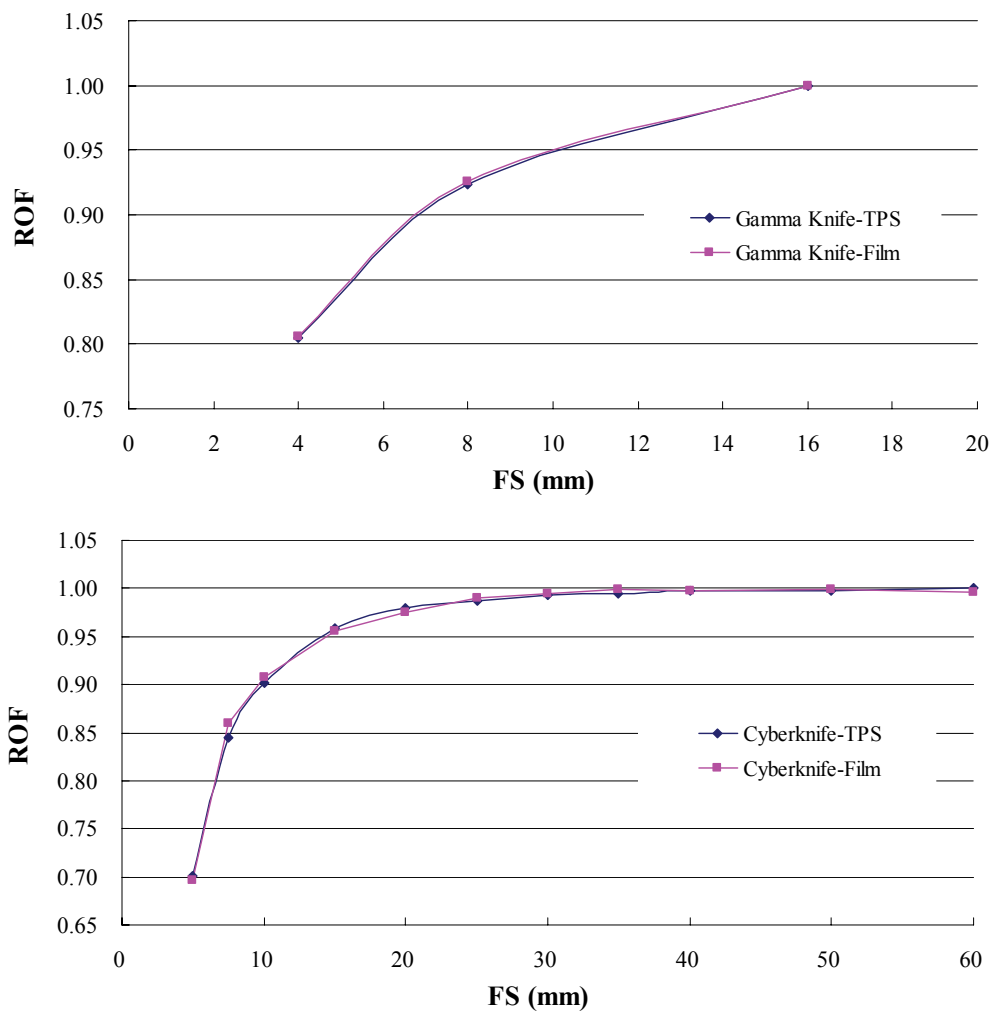
圖二十三、醫用直線加速器 10 MV 射束平均相對照野因子治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。



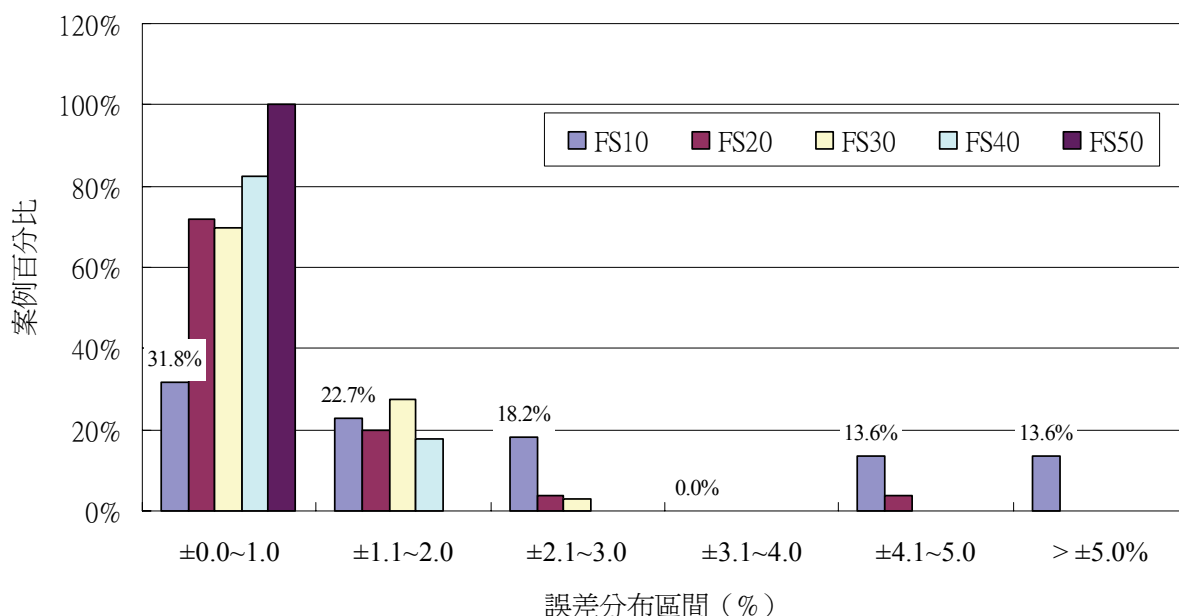
圖二十四、醫用直線加速器 10 MVFFF 射束平均相對照野因子治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。



圖二十五、研究檢查案例 6MVFFF 射束，ROF 治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖，顯示  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野 ROF 計算值嚴重低估的情形。



圖二十六、加馬刀（上）與電腦刀（下）的相對照野因子，治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。



圖二十七、醫用直線加速器相對照野因子在不同照野 (FS: 10, 20, 30, 40, 50 mm)，治療計畫系統計算值與量測值的統計比較圖。

## (2) 射束剖面劑量分佈 (dose profile)

放射治療射束的劑量特性除了參考點的相對照野因子之外，仍須考慮 2D 的剖面劑量分佈，藉由離軸剖面劑量的分析，可以較完整的掌握治療射束的空間劑量準確性。

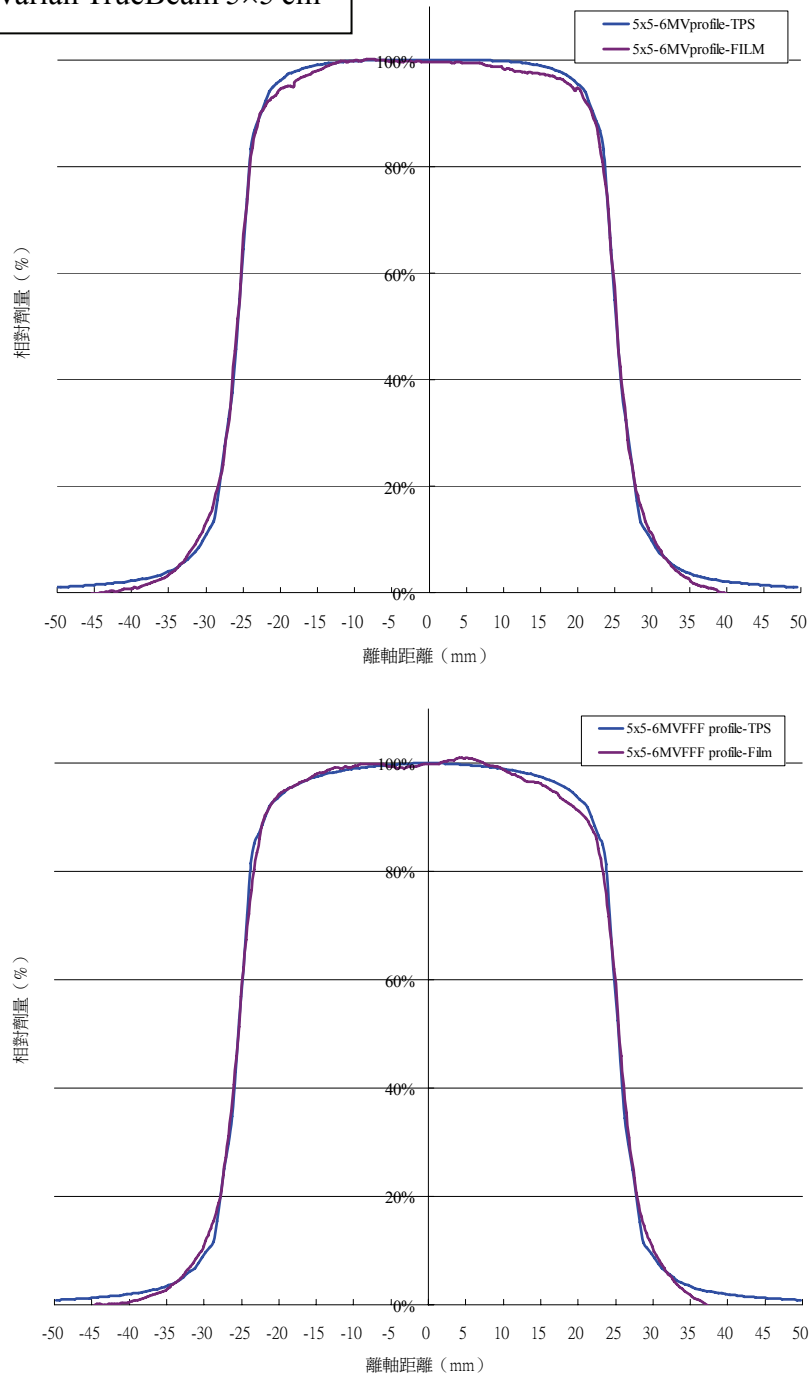
圖二十八與圖二十九分別為研究個案典型 Varian TrueBeam 與 Elekta Versa HD 醫用直線加速器系統不同射束能量及不同照野大小，射束剖面劑量分佈，治療計畫系統計算值與量測值的比較圖。現代治療計畫系統的模組化劑量演算法對於小照野的剖面劑量分佈具有良好的計算準確性，然而在  $2 \times 2$  及  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野仍存在較大的差異。

模組化劑量演算法的計算準確性必須依據治療計畫系統的設計，在模組化的過程中，擬合出最佳的演算法方程式參數。在圖三十可以發現在相同的臨床單位與治療設備，6MVFFF 射束相較於 6MV 射束具有較良好的剖面劑量分佈準確性。在研究的檢查案例中，與  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野的 ROF 值嚴重低估 (圖二十五) 的案例相同的治療設備，在射束剖面劑量分佈的表現上在  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野同樣呈現 TPS 計算值嚴重低估的情形 (圖三十)，而其他照野

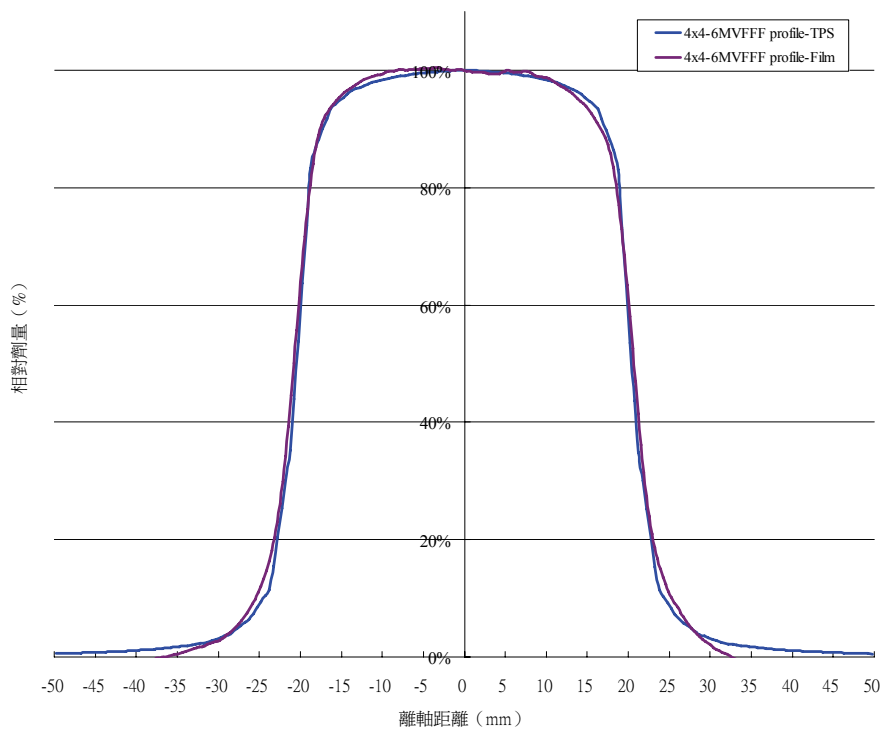
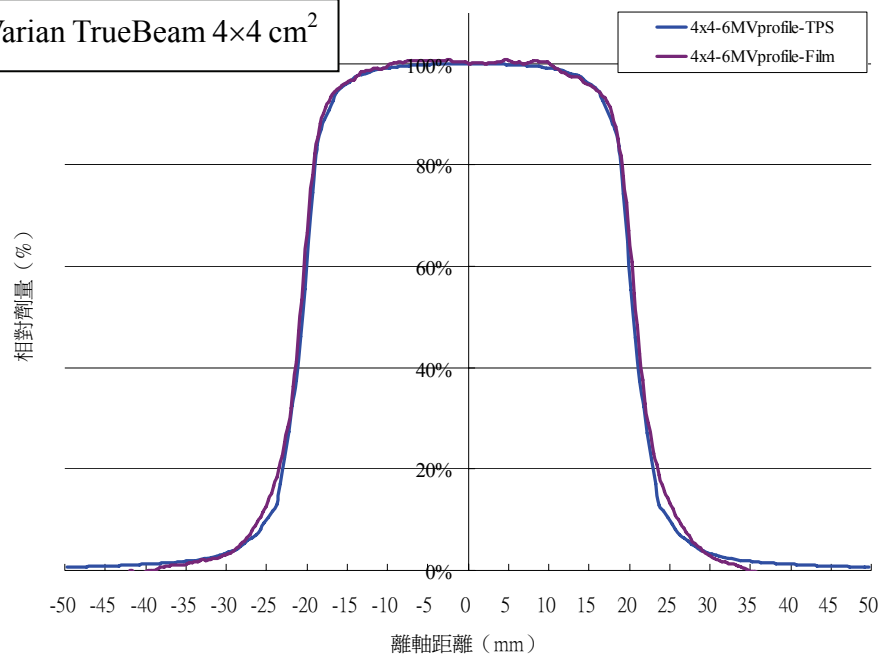
的計算值也呈現較大的差異。綜合分析該案例相對照野因子與剖面劑量分佈呈現差異較大的狀況，可能的原因在於電腦治療計畫系統在模組化過程的處理上未盡完善，模組化劑量演算法並未擬合出最佳的演算法方程式參數。

本研究藉由小照野相對照野因子與剖面劑量分佈的量測資料，協助臨床單位確認立體定位治療技術照射劑量的準確性，進而確保治療的品質與輻射應用的安全。

圖二十八、Varian TrueBeam 5×5 cm<sup>2</sup>

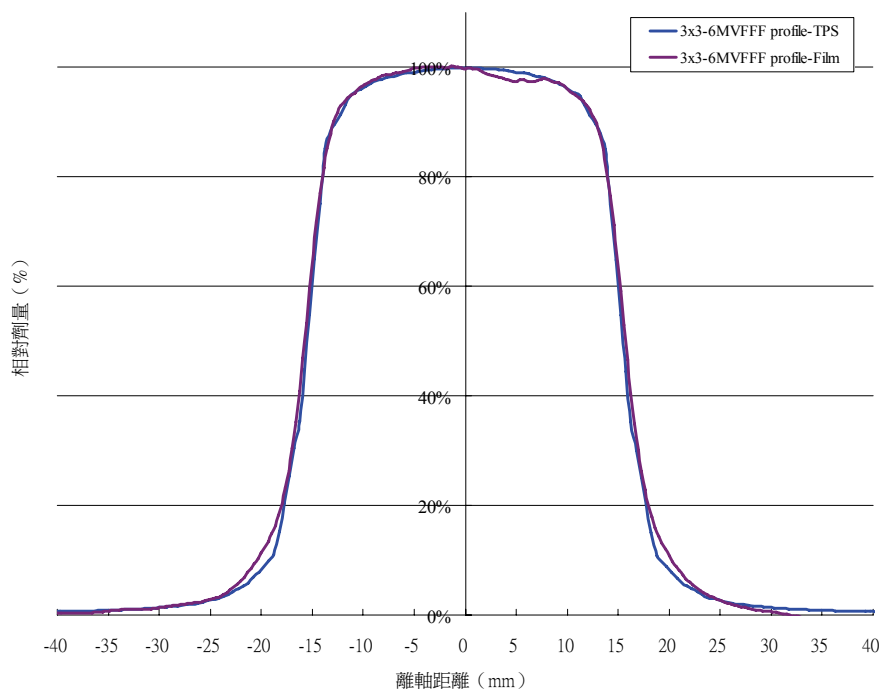
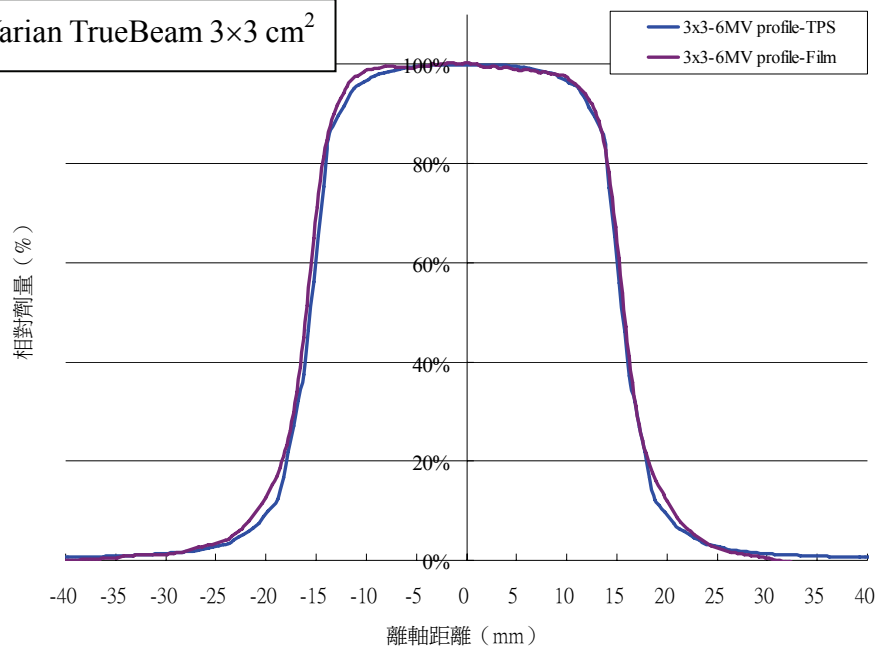


圖二十八、Varian TrueBeam 4×4 cm<sup>2</sup>

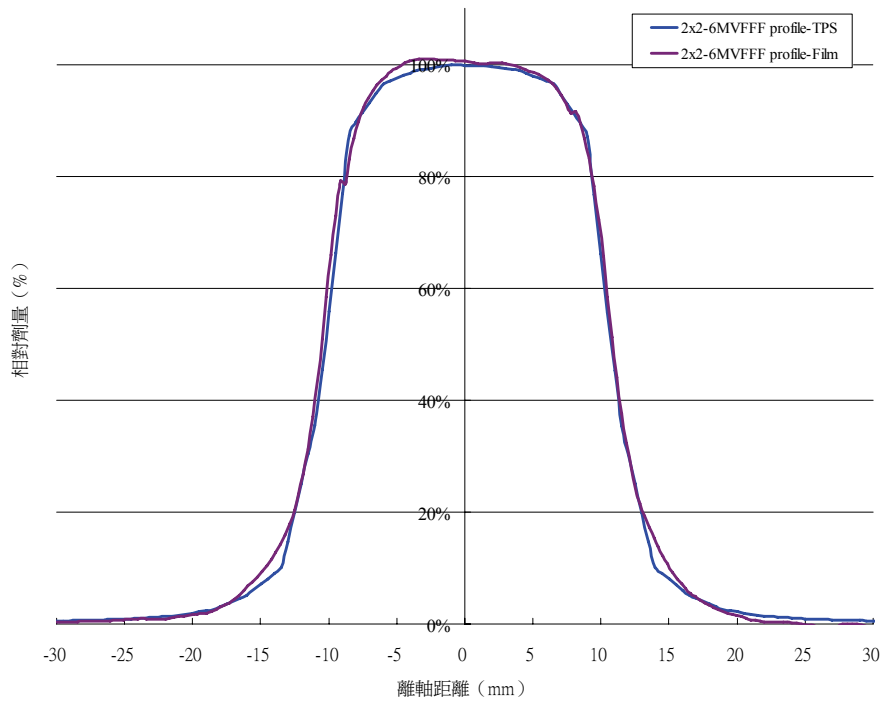
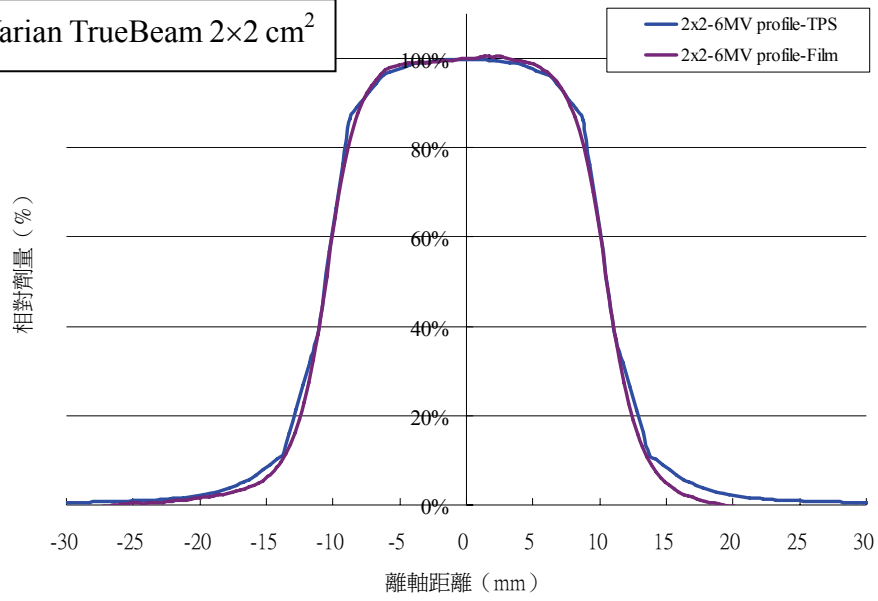




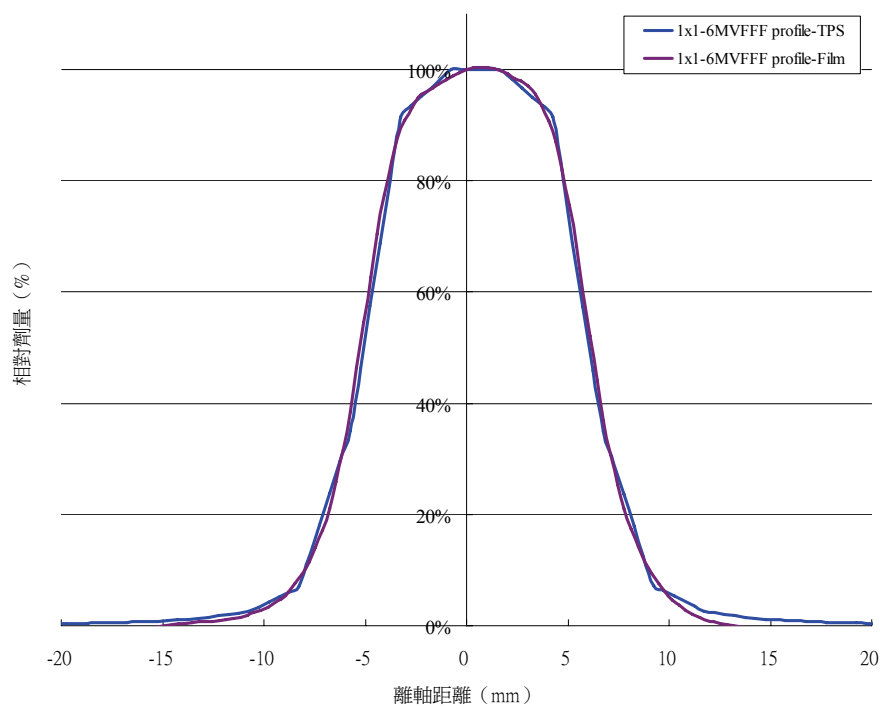
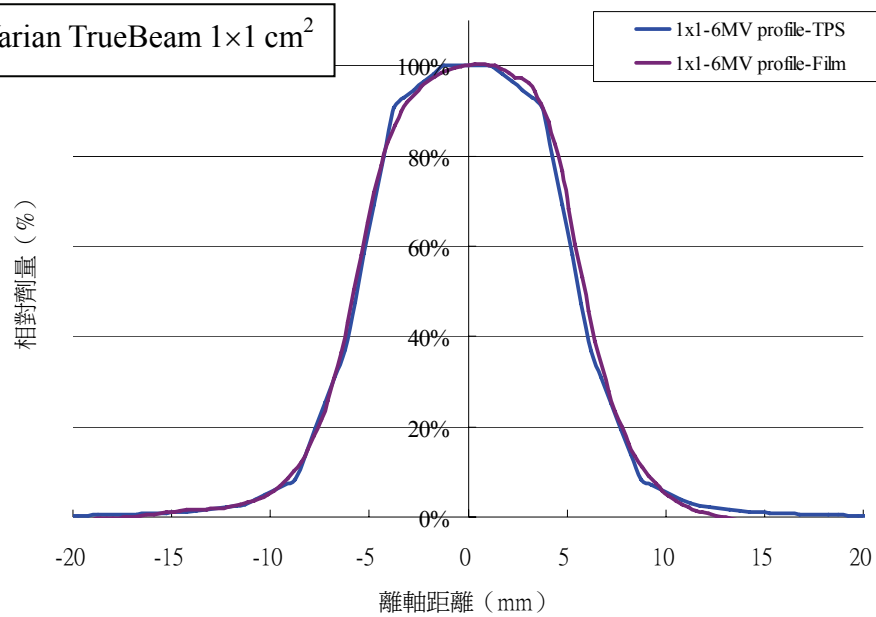
圖二十八、Varian TrueBeam 3×3 cm<sup>2</sup>



圖二十八、Varian TrueBeam 2x2 cm<sup>2</sup>

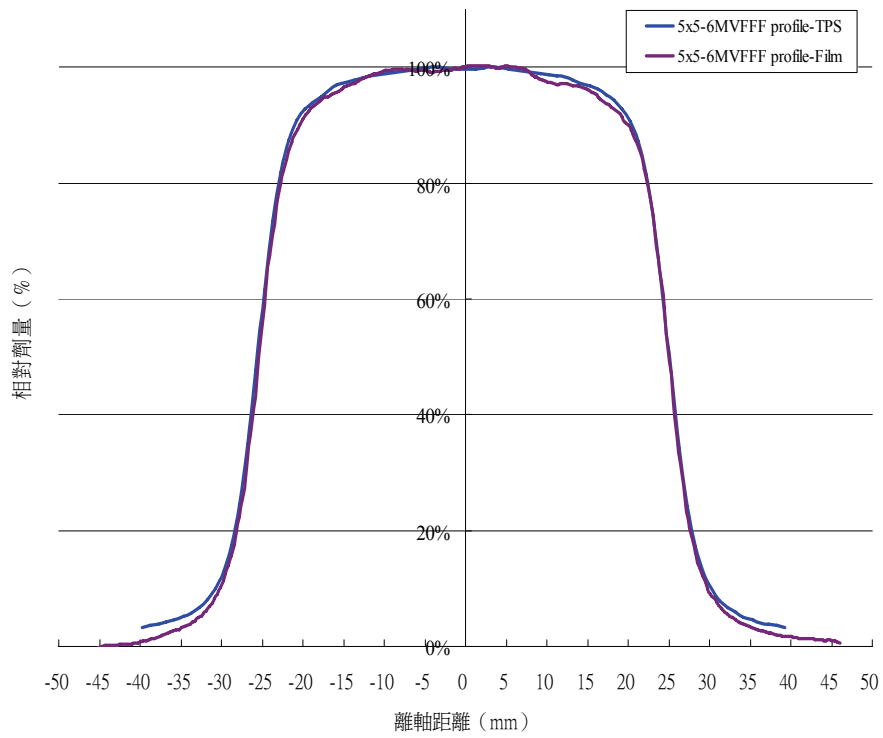
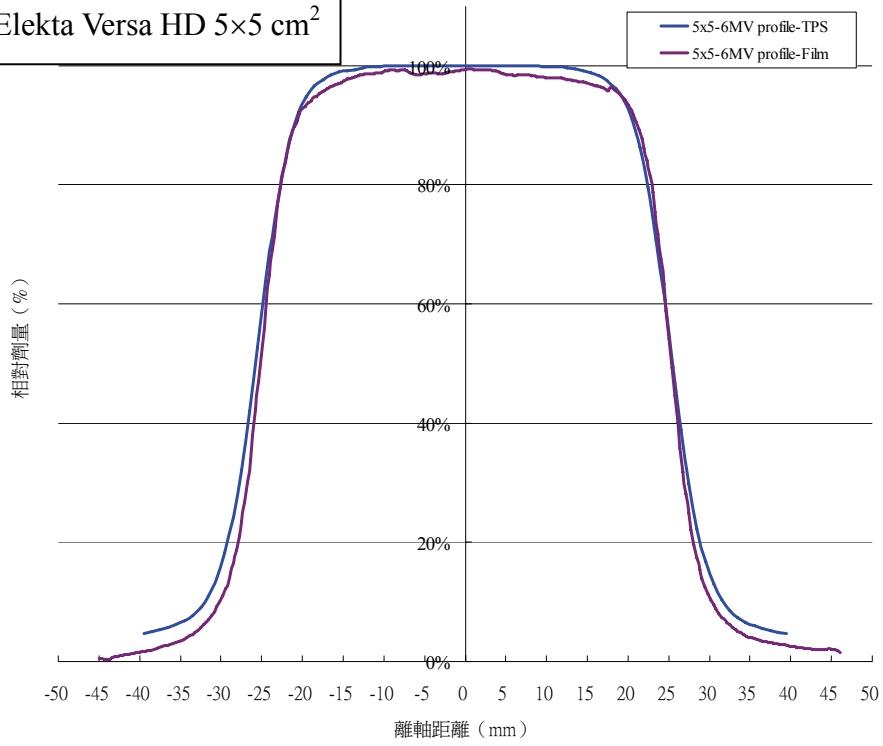


圖二十八、Varian TrueBeam 1×1 cm<sup>2</sup>

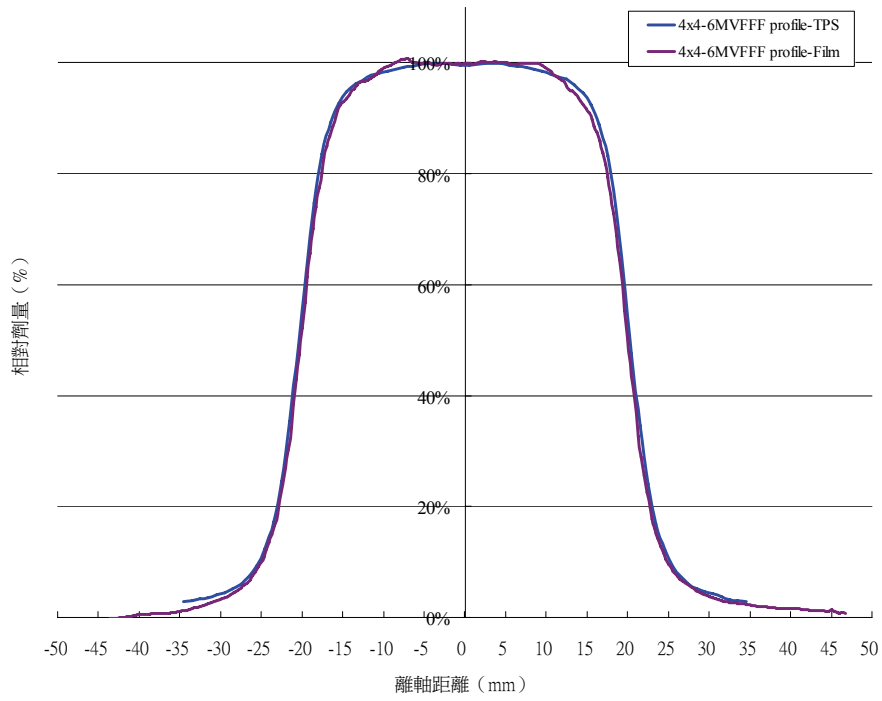
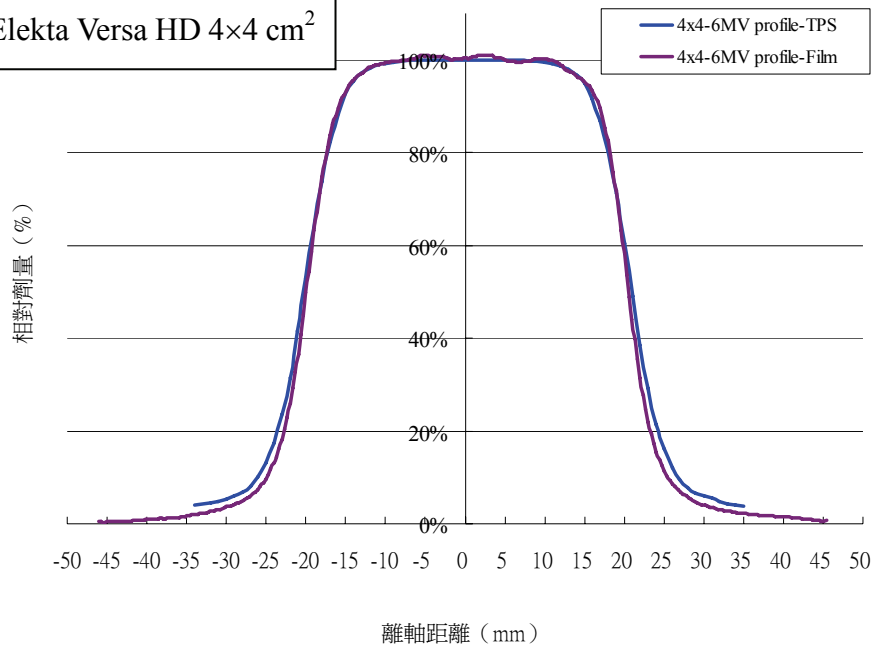


圖二十八、Varian TrueBeam 醫用直線加速器系統不同射束能量（6MV 及 6MVFFF）及不同照野（FS = 1, 2, 3, 4, 5 cm），射束剖面劑量分佈，治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。

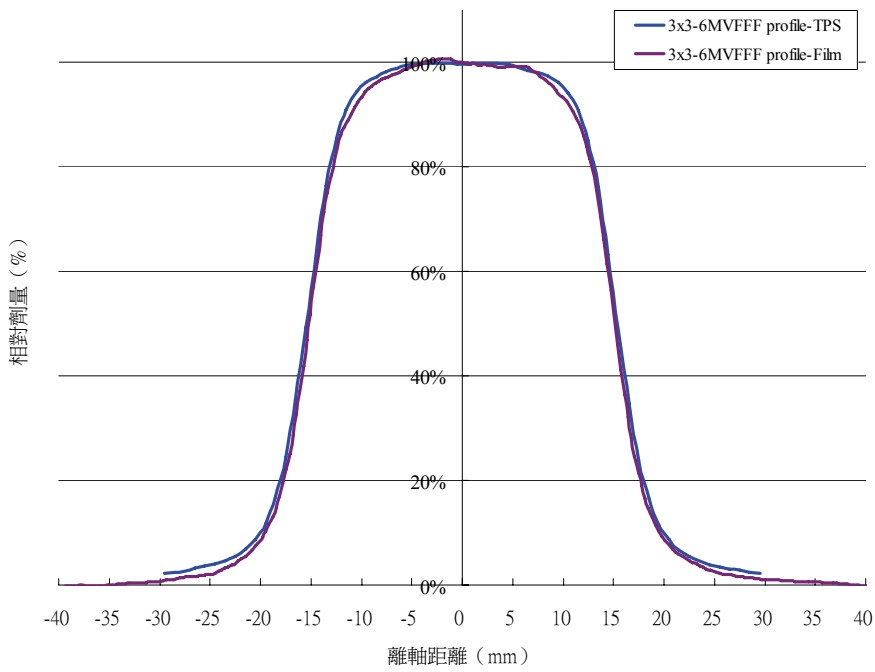
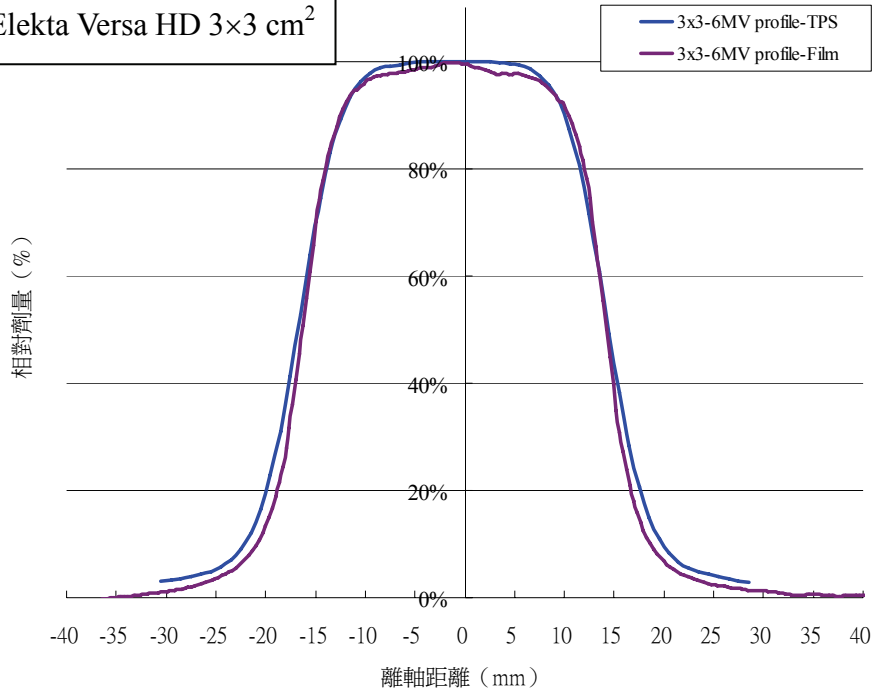
圖二十九、Elekta Versa HD 5×5 cm<sup>2</sup>



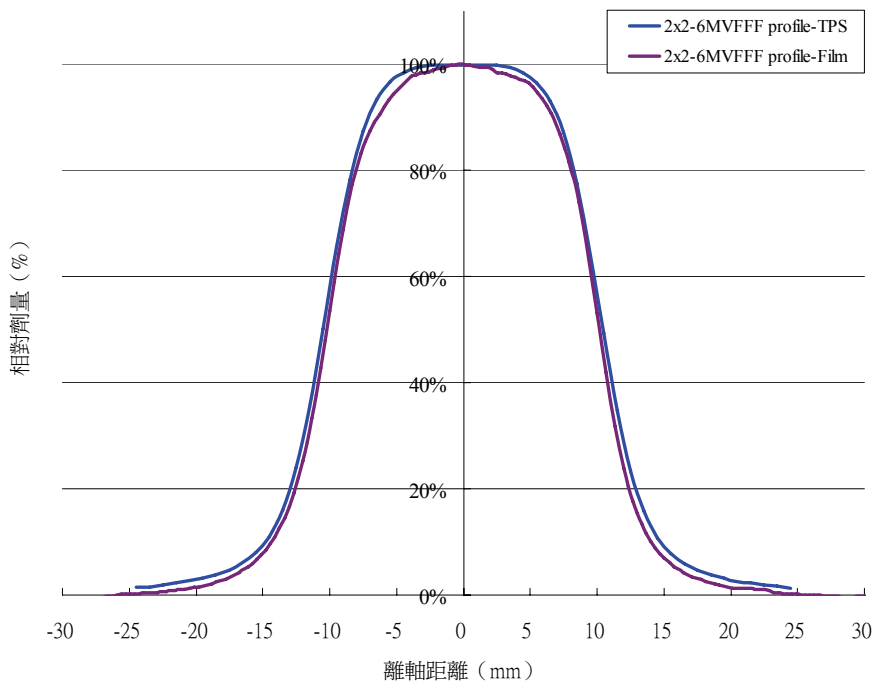
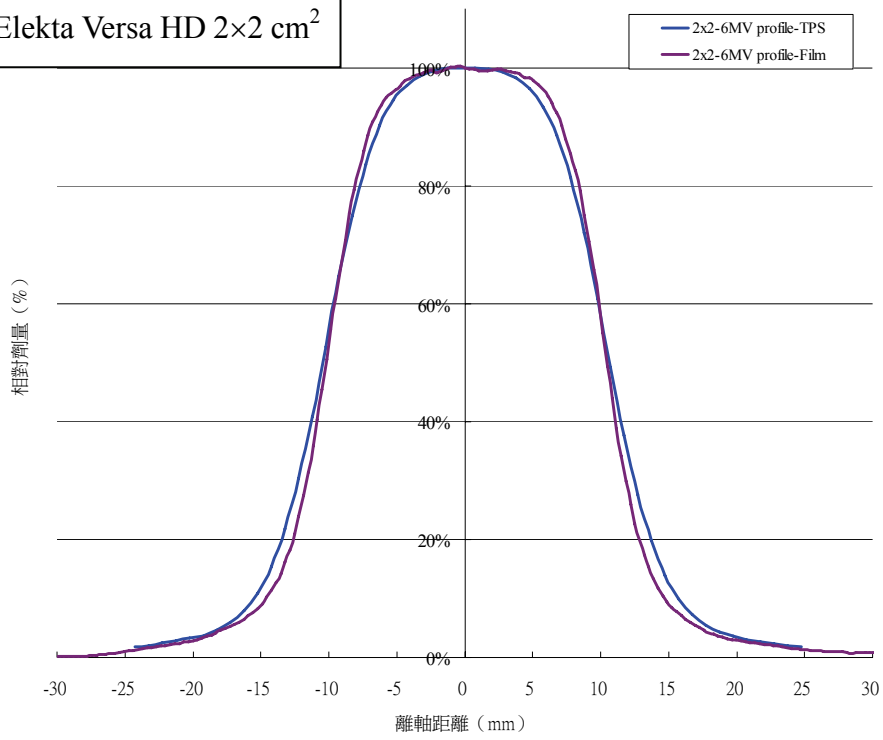
圖二十九、Elekta Versa HD 4×4 cm<sup>2</sup>



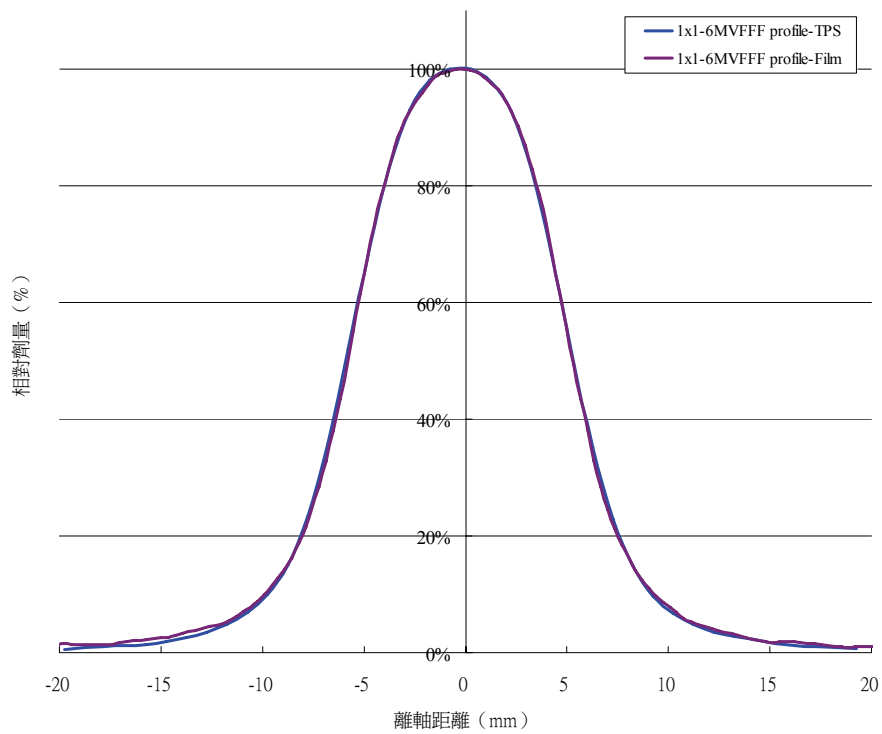
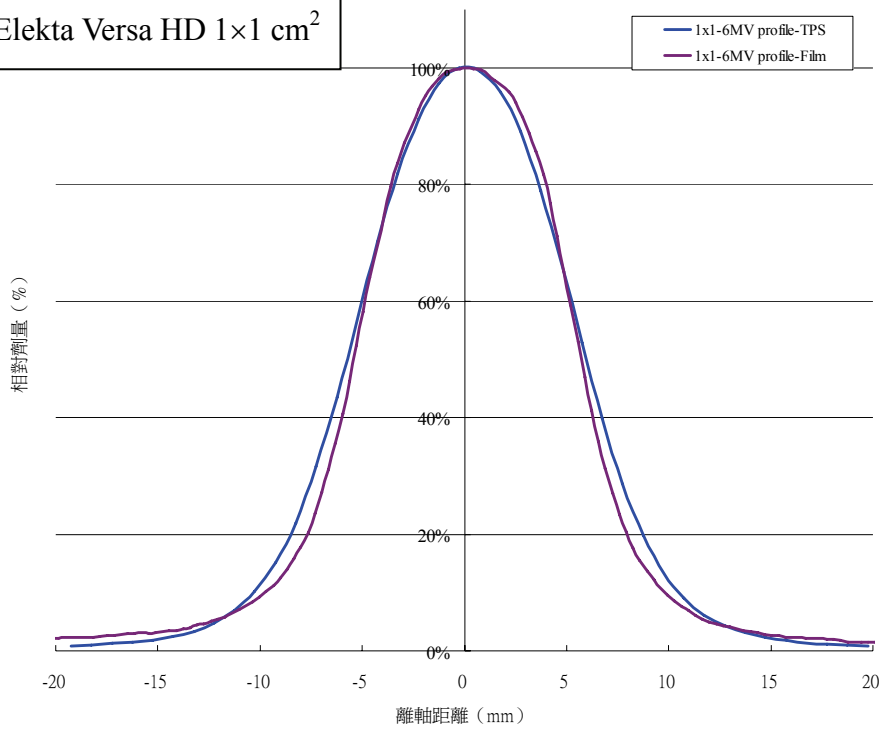
圖二十九、Elekta Versa HD 3×3 cm<sup>2</sup>



圖二十九、Elekta Versa HD  $2 \times 2 \text{ cm}^2$

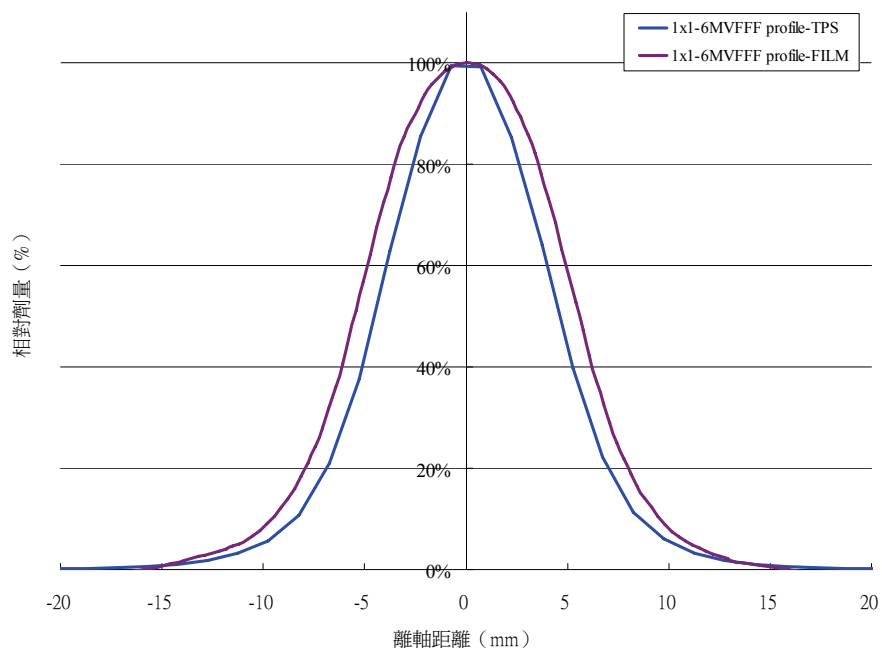
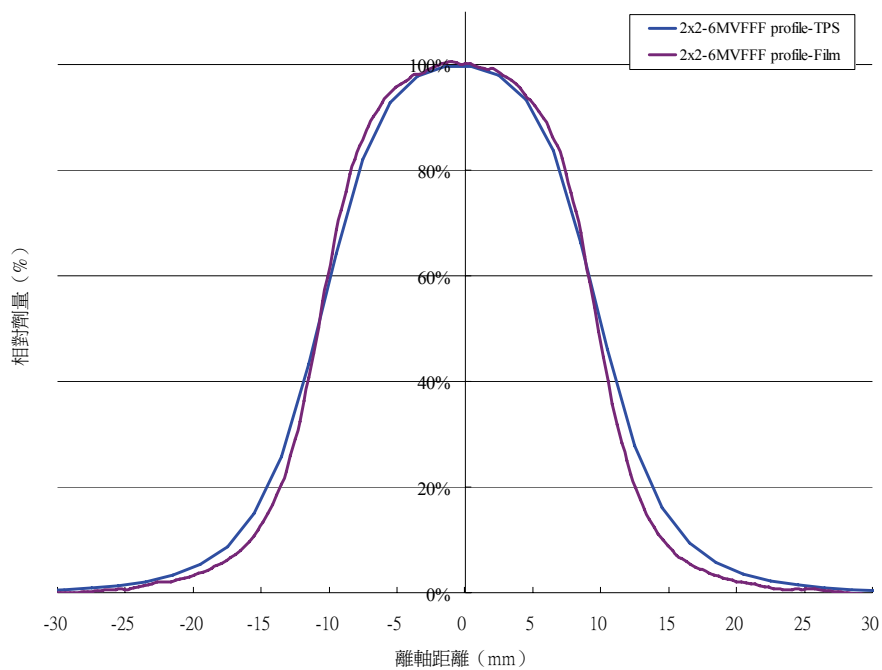


圖二十九、Elekta Versa HD 1×1 cm<sup>2</sup>



圖二十九、Elekta Versa HD 醫用直線加速器系統不同射束能量（6MV 及 6MVFFF）及不同照野（FS = 1, 2, 3, 4, 5 cm），射束剖面劑量分佈，治療計畫系統計算值（藍線）與量測值（紅線）的比較圖。





圖三十、研究檢查案例 6MVFFF 射束，不同照野 (FS = 1, 2 cm) 射束剖面劑量分佈，治療計畫系統計算值 (藍線) 與量測值 (紅線) 的比較圖。顯示計算值與量測值有較大的差異，尤其在 1×1 cm<sup>2</sup> 照野，計算值有嚴重低估離軸劑量分佈的情形。

## 伍、結論與建議

本計畫檢查過程中，藉由書面資料收集與討論修正後，並依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，受檢項目皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

針對例行放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查的部分，本研究提出如下建議：

- 一、電腦斷層治療機目前大多數醫療單位仍以固定角度劑量校驗的方式執行輸出劑量校驗，基於電腦斷層治療機在臨床照射時旋轉輸出劑量的工作原理，例行輸出劑量校驗應採用 TG-148 報告建議的旋轉輸出劑量校驗方式，同時以此校驗結果作為調整輸出劑量之依據，以確實掌握電腦斷層治療機的輸出劑量準確性。
- 二、醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查在作法上，平坦性的誤差容許值判斷是與基準值比較，計算量測值與基準值之差異。然而，對稱性的誤差容許值判斷則直接以對稱性計算公式所得之結果作為判定依據。現行作業程序書在對稱性校驗的敘述為『計算量測值與基準值之差異，並紀錄其差異值』，往往在作業時與平坦性檢查的結果判定方式混淆。因此，建議修改作業程序之敘述為『依所列公式計算其對稱性，確認此計算值符合誤差容許值』。
- 三、新型醫用直線加速器無整平濾片（FFF）射束已不具有平坦的特性，為延續監測射束剖面劑量分佈特性的品保作業目的，擬建議針對此類射束，修改品保作業的平坦性校驗為射束剖面劑量分佈一致性校驗。
- 四、電腦斷層治療機的射束剖面品質校驗使用水假體以游離腔掃描參考深度下，不同剖面軸向、不同照野大小而得到量測資料。原廠在該項目設定之誤差容許值，較現行法規要求嚴格，且該設備之基本品質要求必須滿足原廠設定的規格，因此，基於品保精進的原則，建議修改品保法在此項目的誤差容許值。
- 五、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備輻射源強度校驗，現行法規之結果或誤差容

許值為小於百分之一。然而，因為所使用的量測設備送國家游離輻射校正中心所附的校正參數值，本身的不確定性已經大於 1%，要求換輻射源之實測值與原廠射源強度報告資料的強度值差異小於 1%確實不合理，因此，建議修改該項校驗的結果或誤差容許值如下：

1. 射源強度比對計算值驗證，誤差容許值在 1%以下。
2. 射源強度比對實測值驗證，誤差容許值在 5%以下。

六、劑量校驗方法在精進品保作業的原則下，採用 AAPM TG-51 或 IAEA TRS-398 可以減少不確定性，因此，建議積極鼓勵臨床單位依循上述劑量校驗方法執行品保劑量校驗。

七、醫學物理師人力仍呈現不足的情形，尤其是通過醫學物理學會所辦甄審考試的物理師，在醫療單位所佔的比例仍有待提升。在治療技術越趨複雜，品保作業要求越趨嚴格的階段，品保專業人力的配置仍有待提升。

在新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究的部分，今（106）年度依規劃執行「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究」，總計執行 40 部光子刀，5 部電腦刀及 8 部加馬刀的基礎資料蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。同時完成資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用之小照野射束劑量校驗作業導則。現場檢查項目則包括（1）相對照野因子及（2）射束剖面劑量分佈。藉由小照野相對照野因子與剖面劑量分佈的量測資料，協助臨床單位確認立體定位治療技術照射劑量的準確性，進而確保治療的品質與輻射應用的安全。針對研究過程與結果，提出如下建議：

一、劑量驗證方法，Farmer 游離腔因空腔體積較大，不適用於量測小於 5 cm 的照野。空腔體積約  $0.13 \text{ cm}^3$  的游離腔（Semiflex）則不適用於照野小於 2 cm 的劑量量測。空腔體積約  $0.015 \text{ cm}^3$  的 PinPoint 游離腔對於直徑小於 15 mm 的照野，腔體周邊已落於照野劑量分佈均勻區域之外，已無法提供準確的劑量量測值。

二、現代治療計畫系統的劑量計算演算法皆採用模組化劑量演算法（model-based dose

algorithm)，此演算法具有較佳的劑量計算準確性，然而在  $1 \times 1$  及  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  照野時仍普遍存在低估 ROF 的現象。在良好建立 TPS 計算模組的系統下，此照野大小 ROF 的低估值約在 4% 以下。然而在本研究的檢查案例中，仍發現  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野的 ROF 值嚴重低估的情形。值此狀況，強烈建議臨床單位在執行小於 2 cm 腫瘤的治療計畫時，必須完整執行治療計畫的劑量驗證，包括點劑量與平面劑量分佈的量測比較驗證。

放射治療劑量與治療結果息息相關，提升品保作業的品質等同於提升治療的品質，本計畫詳細檢視全國每一台治療設備的品保資料，實際協助品保人力單薄的單位熟悉品保作業，同時提供教材，強化學理與實務能力，對於全面提升品保作業的品質助益甚大。尤其近年來高分次劑量治療技術的應用越來越廣泛，尤其軀體立體定位放射治療在肺癌及肝癌的治療已漸成主流，立體定位放射治療技術普遍應用於體積較小的腫瘤，相對使用的照野也通常侷限於 0.4-5 公分的範圍，此技術所使用的分次劑量極高，小照野輸出劑量的準確性將嚴重影響治療的效果與併發症的發生。本年度研究計畫協助臨床單位檢視立體定位放射治療技術所使用的小照野劑量準確性，對於醫療品質的提升具有顯著的貢獻。

## 陸、重要參考文獻

1. International Agency for research on Cancer (IARC) press release No.201, 2010
2. 國家癌症防治五年計畫，行政院衛生署，2005
3. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. 2004.
4. ICRU (1976). "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures," ICRU Rep. 24, International -Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, MD.
5. G. J. Kutcher, "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," Med. Phys. 21,581–618 (1994).
6. E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, and T. Holmes, "Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators", Med. Phys. 36, 4197 (2009).
7. Radiation Therapy Committe Task Group 21, American Association of Physicists in Medicine, A protocol for determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 10 (6), 741-771 (1983).
8. Radiation Therapy Committe Task Group 51, American Association of Physicists in Medicine, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 26 (9), 1847-1870 (1999).
9. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy , An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398. 2000.
10. Michael C. Schell, Frank J. Bova, David A. Larson, et al, "AAPM REPORT NO. 54 STEREOTACTIC RADIOSURGERY," 1995.
11. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Med. Phys. 37 (8), 4078-4101 (2010).
12. Sou-Tung Chiu-Tsao, Maria F. Chan, "Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack," Med. Phys. 36 (6), 2074-2083, 2009.
13. Ellen E. Wilcox and George M. Daskalov, "Evaluation of GAFCHROMIC® EBT film for CyberKnife® dosimetry," Med. Phys. 34 (6), 1967-1974, 2007.
14. Fujio Araki, Tohru Ikegami and Tatsuyo Ishidoya, et al " Measurements of Gamma-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and a diode detector," Med. Phys. 30 (8) 1976-1981, 2003.
15. Jen-San Tsai, Mark J. Rivard, Mark J. Engler, et al, "Determination of the 4 mm Gamma Knife

- helmet relative output factor using a variety of detectors," *Med. Phys.* 30 (5) 986-992, 2003.
16. Andreas Mack, Stefan G. Scheib, Jorg Major, et al, "Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery Determination of Gamma Knife® output factors," *Med. Phys.* 29 (9) 2080-2089, 2002.
  17. Sou-Tung Chiu- Tsao, Yunsil Ho, Ravi Shankar, et al, "Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies," *Med. Phys.* 32 (11) 3350-3354, 2005.
  18. Josef Novotny, Jagdish P. Bhatnagar, et al, "Measurement of relative output factors for the 8 and 4 mm collimators of Leksell Gamma Knife Perfexion by film dosimetry," *Med. Phys.* 36 (5) 1768-1774, 2009.
  19. Christian Fiandra, Umberto Ricardi, and Riccardo Ragona, et al, "Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy," *Med. Phys.* 33 (11) 4314-4319, 2006.
  20. Sigrun Saur, Jomar Frengen, et al, " GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis," *Med. Phys.* 35 (7) 3094-3101, 2008.
  21. L. Menegotti and A. Delana, A. Martignano, et al, " Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure," *Med. Phys.* 35 (7) 3078-3085, 2008.

## 柒、研究績效

(一) 完成論文投稿共 3 篇

1. A RECENT SURVEY ON THE IMAGE QUALITY AND POSITION ACCURACY OF IMAGE-GUIDED RADIATION THERAPY SYSTEMS IN TAIWAN. 2017 癌症學術聯合年會壁報發表。(附件一)
2. Study of the image quality and the position accuracy of image-guided systems in Taiwan。2017 醫學物理學會年會壁報發表。(附件二)
3. 利用動態假體分析 4D CT 影像在移動腫瘤的影響(附件三)

(二) 完成小照野劑量校驗作業導則之撰寫。

1. SRS-SRT-SBRT 研究計畫-作業程序-光子刀。(附件四)
2. SRS-SRT-SBRT 研究計畫-作業程序-電腦刀。(附件五)
3. SRS-SRT-SBRT 研究計畫-作業程序-加馬刀。(附件六)

(三) 完成小照野劑量校驗作業教材之撰寫。(附件七)

(四) 碩士生培育 1 人：楊程鈞(碩二)。

(五) 培訓放射治療品保作業專業人員：黃佩筠，楊程鈞，塗芷軒。

(六) 教育訓練小照野射束劑量校驗作業專業人員：120 人。

(七) 完成教育訓練課程總計三場。

(八) 完成本年度放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業結案報告一份。

(九) 完成本年度「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究」報告一份。(附件八)